

Fakultät Mathematik / Naturwissenschaften /
Informatik

BACHELORARBEIT

Untersuchung prinzipieller Möglichkeiten der berührungslosen Erfassung absoluter Drehwinkel an mechanischen Armgelenken dentaler Behandlungseinheiten zur Implementierung eines Patienten- und Anwendersicherheitssystems

Autor:

Bastian Eidam

Studiengang:

Physikalische Technik

Seminargruppe:

PT11wM-B

BACHELORARBEIT

Untersuchung prinzipieller Möglichkeiten der berührungslosen Erfassung absoluter Drehwinkel an mechanischen Armgelenken dentaler Behandlungseinheiten zur Implementierung eines Patienten- und Anwendersicherheitssystems

Autor:

Herr Bastian Eidam

Studiengang:

Physikalische Technik

Seminargruppe:

PT11wM-B

Erstprüfer:

Prof. Dr. Ralf Hinderer

Zweitprüfer:

Prof. Dr. rer. nat. Andreas Fischer

Herr Mike Lenk

Einreichung:

Mittweida, 23.09.2014

Verteidigung/Bewertung:

Mittweida, 2014

Bibliografische Beschreibung:

Eidam, Bastian:

Untersuchung prinzipieller Möglichkeiten der berührungslosen Erfassung absoluter Drehwinkel an mechanischen Armgelenken dentaler Behandlungseinheiten zur Implementierung eines Patienten- und Anwendersicherheitssystems. - 2014. - IV S., 45 S., V S.

Mittweida, Hochschule Mittweida, Fakultät Mathematik / Naturwissenschaften / Informatik, Bachelorarbeit, 2014

Referat:

Eine dentale Behandlungseinheit muss als Medizinprodukt ein hohes Maß an Sicherheit für Patienten, Anwender und Dritte gewährleisten. Um ein Sicherheitssystem zu implementieren, welches den Patienten vor Einklemmen zwischen den beweglichen Armen der Behandlungseinheit und der Patientenliege schützt, wurden in dieser Bachelorarbeit Möglichkeiten untersucht, welche eine zuverlässige Winkelmessung der Armgelenke gewährleisten. Vier absolute Messverfahren werden vorgestellt, drei davon genauer beleuchtet und ein induktives sowie ein Hall-Sensor-Messsystem wurden praktisch getestet. Es werden Ansätze für das Sicherheitssystem vorgestellt und die Empfehlung für das Hall-Sensor-Messsystem, als bestes Verfahren, gegeben.

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis.....	III
1. Einleitung.....	1
2. Grundlagen.....	3
2.1. Aufbau einer dentalen Behandlungseinheit.....	3
2.2. Aufbau der Arme.....	6
2.2.1. Helferinnenarm.....	6
2.2.2. Federarm.....	8
2.3. Gesetzliche Vorgaben.....	8
2.4. Winkelsensorik.....	11
2.4.1. Überblick.....	11
2.4.2. Absolute Messverfahren.....	13
2.4.2.1. Kapazitiv.....	13
2.4.2.2. Induktiv.....	14
2.4.2.3. Galvanomagnetisch.....	16
2.4.2.4. Optisch.....	18
3. Material und Methoden.....	21
3.1. Planung und Konstruktion.....	21
3.2. Kapazitives Messsystem.....	22
3.3. Induktives Messsystem.....	23
3.4. Hall-Sensor-System.....	25
4. Ergebnisse.....	29
4.1. Drehwinkel des Helferinnenarmes.....	29
4.2. Kapazitives Messsystem.....	30
4.2.1. Änderung des Dielektrikums.....	30
4.2.2. Änderung des Plattenabstandes.....	33
4.3. Induktives Messsystem.....	35
4.4. Hall-Sensor-System.....	38
4.5. Ansätze für das Patienten- und Anwendersicherheitssystem.....	41
5. Diskussion.....	43
Literaturverzeichnis.....	49
Anlagen.....	I
Zeichnung Magnethalter.....	II

Datenblatt Magnet-Scheibe S06x01ND-N35.....	III
Zulässige Abstände	IV
Selbstständigkeitserklärung.....	V

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 2.1: Behandlungseinheit Ritter Contact World S-Version [2].....	3
Abbildung 2.2: Mögliche Ausführungen des Arztelementes, (I) C-Version, (II) HC-Version, (III) H-Version und (IV) S-Version, modifiziert nach [2].....	5
Abbildung 2.3: Helferinnenelement mit zweiteiligem Arm (links) und mit dreiteiligem Arm (rechts) mit freundlicher Genehmigung der Fa. Ritter Concept GmbH.....	6
Abbildung 2.4: Schnitt durch ein Gelenk des Helferinnenarmes.....	7
Abbildung 2.5: Wirkprinzip von Sensoren [7].....	11
Abbildung 2.6: Messsystem mit Hall-Sensoren und Maßkörper mit Inkremental- und Referenzspur modifiziert nach Sensitec GmbH, Application Note - Aktive Maßverkörperungen, 2012.....	12
Abbildung 2.7: Möglichkeiten der kapazitiven Messwertgewinnung.....	14
Abbildung 2.8: Vereinfachter Schaltplan eines Wirbelstromsensors mit der Induktivität der Spule $L(d)$ und $R_p(d)$, dem parallel zur Spule gemessenen Widerstand, welche beide von der Distanz zwischen Sensor und Messobjekt abhängig sind. [11].....	16
Abbildung 2.9: Prinzip des Hall-Effektes, modifiziert nach [9].....	17
Abbildung 2.10: Optischer Absolut-Drehwinkelgeber, modifiziert nach [9].....	19
Abbildung 3.1: Funktioneller Aufbau des AD7746 Evaluation Kit [13].....	23
Abbildung 3.2: Aufbau des LDC1000 Evaluationsboards, modifiziert nach [14]....	24
Abbildung 3.3: Mögliche Anordnung der Hallelemente in einem Direktwinkelsensor.....	26
Abbildung 4.1: Dreiteiliger Helferinnenarm mit eingezeichneten Drehwinkeln.....	29
Abbildung 4.2: Skizze des Maßkörpers mit zunehmendem Radius.....	30
Abbildung 4.3: Modell des kapazitiven Messsystems mit veränderlichem Dielektrikum.....	31
Abbildung 4.4: Positionen für die Berechnung der Kapazität.....	31
Abbildung 4.5: Modell des kapazitiven Messsystems mit veränderlichem Plattenabstand.....	33
Abbildung 4.6: Positionen für die Berechnung der Kapazität.....	34
Abbildung 4.7: Modell des induktiven Messsystems.....	36

Abbildung 4.8: Induktives Winkelmesssystem, verbaut in einen Helferinnenarm. .36	
Abbildung 4.9: Ausgangssignal des induktiven Sensors in Abhängigkeit des Drehwinkels.....	37
Abbildung 4.10: Ausschnitt der Messsoftware, aufgezeichnete Samples mit zugehörigen Ausgangswerten des Sensors bei einer gleichmäßigen Drehung des Armes.....	37
Abbildung 4.11: Modell des Hall-Sensor-Messsystems, Um die Position des Hall-Schaltkreises und des Magneten sichtbar zu machen ist die Halterung transparent dargestellt.....	38
Abbildung 4.12: Hall-Sensor-Messsystem, eingebaut im Helferinnenarm Der Magnet ist mittels einer Schaumstoffhalterung an der Hohlwelle angebracht und der Hall-Schaltkreis mit Hilfe einer Kunststoffplatte am Armsegment fixiert.....	40
Abbildung 4.13: Ausgangssignal des Hall-Sensors in Abhängigkeit des Drehwinkels.....	40

1. Einleitung

Die Firma Ritter Concept GmbH ist einer der führenden Hersteller von Dentalgeräten und bietet komplette Zahnarztpraxenausstattungen mit allen medizintechnischen Systemen wie Autoklaven, dentalen Röntgengeräten, Kompressoren und Absauganlagen aber auch die gesamte Möblierung der Praxis von Arzt- und Helferinnenhocker bis zu Schranksystemen an.

Die wichtigste Komponente ist dabei die Behandlungseinheit, welche heutzutage Standard und der zentrale Punkt in jeder Zahnarztpraxis ist.

Sie unterliegt, wie jedes Medizinprodukt, gesetzlichen Regelungen, welche von jedem Medizinproduktehersteller zwingend eingehalten werden müssen. Die Einheit muss beispielsweise laut der EG-Richtlinie über Medizinprodukte sicher und leistungsfähig sein [1].

Das Hauptaugenmerk der Bachelorarbeit richtet sich auf die beweglichen Arme, welche sowohl die Instrumentenablage auf der Helferinnenseite als auch das Arztelement tragen. Diese besitzen einen großen Schwenkbereich, der zum einen für die optimale Ergonomie des Helferinnen- beziehungsweise Arztarbeitsplatzes notwendig ist, zum anderen aber auch zur Gefährdung des Patienten oder zu materiellem Schaden an der Einheit führen kann. Dies ist der Fall, wenn einer oder beide Arme über der Patientenliege positioniert sind und bei einer Aufwärtsbewegung der Liege mit dieser oder dem Patienten kollidieren. Um dies zu vermeiden, ist bisher ein einzelner, mechanischer Schalter am Gelenk zwischen der Basis und dem ersten Armsegment verbaut, welcher die Aufwärtsbewegung verhindert, sobald die Möglichkeit besteht, dass eines der folgenden Segmente über der Liege positioniert ist.

Im Rahmen der Bachelorarbeit sollen Möglichkeiten untersucht werden, um die Position von jedem einzelnen Gelenk zu ermitteln und damit die Entwicklung eines anwenderfreundlicheren und zuverlässigeren Sicherheitssystems zu ermöglichen.

Die Herausforderung dieser Arbeit besteht darin, ein dauerhaft und zuverlässig arbeitendes System zu finden, welches zum einen die gesetzlichen Vorschriften für Medizinprodukte erfüllt, gleichzeitig aber auch kostengünstig und unter sehr beengten Platzverhältnissen zu installieren ist.

2. Grundlagen

2.1. Aufbau einer dentalen Behandlungseinheit

Im Jahr 1917 brachte die Firma Ritter die erste Behandlungseinheit auf den Markt. Diese vereinte erstmals alle ständig benötigten Einzelgeräte und Instrumente wie Bohrer, Speichelsauger, Wasser- und Luftspritzen zu einem arbeitsökonomisch durchdachten System [2]. Heutzutage sind dentale Behandlungseinheiten als Mittelpunkt der Patientenversorgung jeder Zahnarztpraxis Standard.

Sie bestehen, wie in Abbildung 2.1 zu sehen, aus der Patientenliege, einem Arztelement und einem Helferinnenelement. Verbunden sind diese über die Basis, welche sowohl den Anschlusskasten für die Medien Wasser und Druckluft und die Spannungsversorgung, als auch eine Gerätesäule für die Aufnahme der Operationsleuchte und weiterer Anbauteile beinhaltet. Mögliche Optionen sind dabei ein Multimediasystem mit Monitor oder ein Kleinröntgengerät, welche über einen zusätzlichen Arm an die Säule montiert werden können.



Abbildung 2.1: Behandlungseinheit Ritter Contact World S-Version

Das Helferinnenelement besteht aus der Wassereinheit und einem Instrumentenköcher an einem schwenkbaren Arm mit Bedienpaneel. Dieses ist in das letzte Armsegment eingelassen und ermöglicht die Steuerung der Patientenliege, der Spülglasfüllung, der Speischalenspülung und des Türöffners. Die Ablage hat, je nach gewählter Ausstattung, drei oder vier Instrumentenköcher. In jedem Fall sind ein großer und ein kleiner Speichelsauger verbaut und optional eine drei-Funktionsspritze und eine Polymerisationsleuchte. Zusätzlich kann eine Doppeltrayablage angebracht werden.

An der Wassereinheit befindet sich die Speischale mit Wasserspülung und der Spülglasfüller. Des weiteren ist hier das Dauer- und Intensiventkeimungssystem sowie optional eine Spülglasheizung und ein Amalgamabscheider verbaut.

Das Arztelement beinhaltet ein Bedienpaneel, welches der Steuerung sämtlicher Funktionen der Behandlungseinheit und der Instrumente dient und die Instrumentenköcher. Darin können, je nach Kundenwunsch, bis zu sechs Instrumente nahezu beliebig angeordnet werden. Möglich sind bis zu zwei druckluftbetriebene Turbinen, zwei Motoren, ein Ultraschall-Zahnsteinentfernungsgerät (ZEG) und eine drei- oder sechs-Funktionsspritze, welche Luft, Wasser oder Spray, beziehungsweise zusätzlich Warmluft, Warmwasser oder Warmspray abgibt.

Das Arztelement kann, wie in Abbildung 2.2 zu sehen, in vier unterschiedlichen Ausführungen geliefert werden [2]:

C-Version: Das CartLite steht auf Rollen und ist nur über den Versorgungsschlauch mit der Einheit verbunden. Aus diesem Grund kann es frei im Raum bewegt werden.

HC-Version: Diese Ausführung mit hängenden Schläuchen besitzt die gleiche Köcherablage wie das Cart, ist aber über einen Federarm mit der Einheit verbunden.

H-Version: Bei dieser Version mit hängenden Schläuchen ist das Bedienpaneel direkt über der Instrumentenaufnahme angebracht und zusätzlich ist eine große Trayablage vorhanden. Die Verbindung zur Einheit erfolgt ebenfalls mittels eines Federarmes.

S-Version: Durch das Schwingbügel-System wird ein Bodenkontakt der Schläuche vermieden. Dafür werden diese über Bügel geführt, welche beim Ziehen des Instrumentes nach vorn klappen und beim Ablegen wieder in ihre Ausgangsposition zurückgleiten. Dieser Mechanismus verhindert ein Verschmutzen der Schläuche und reduziert die Stolpergefahr für Patient und Anwender. Das Arztelement wird auch hier an einem Federarm montiert.



Abbildung 2.2: Mögliche Ausführungen des Arztelementes, (I) C-Version, (II) HC-Version, (III) H-Version und (IV) S-Version

Für die Bachelorarbeit sind nur die Varianten HC, H und S von Bedeutung, da das CartLite konstruktionsbedingt nicht über der Patientenliege positioniert werden kann.

2.2. Aufbau der Arme

2.2.1. Helferinnenarm

Der Helferinnenarm verbindet die Köcherablage mit der Wassereinheit und kann nur in horizontaler Richtung bewegt werden. Er kann, wie in Abbildung 2.3 zu sehen, je nach Kundenwunsch in einer Ausführung mit zwei oder drei Segmenten geliefert werden. In der Version mit zwei Segmenten ist das erste mit der Wassereinheit und dem zweiten Segment verbunden und das zweite trägt die, ebenfalls horizontal drehbare, Instrumentenablage. In der dreiteiligen Ausführung befindet sich zwischen den beiden Segmenten ein weiteres. Dies ermöglicht eine flexiblere Positionierung der Instrumentenablage und bietet auf diesem Weg eine gesteigerte Ergonomie für die Assistenz.



Abbildung 2.3: Helferinnenelement mit zweiteiligem Arm (links) und mit dreiteiligem Arm (rechts)

Am Ende des letzten Armsegmentes ist die Instrumentenablage angebracht. Diese besitzt jeweils einen Drucktaster für jeden Saugschlauch, welcher bei der

Entnahme des Handstückes die Saugmaschine startet und beim Zurücklegen die Absaugung stoppt. Zusammen mit dem ebenfalls im letzten Armsegment eingelassenen Bedientableau für die Assistenz werden für die elektrische Steuerung zwei Kabel benötigt. Diese befinden sich im Inneren des Helferinnenarmes und müssen dabei durch die Gelenke geführt werden. Um dies zu ermöglichen sind die Gelenke, wie in Abbildung 2.4 zu sehen, aufgebaut.

Am oberen Armsegment ist die Hohlwelle mit Hilfe eines Flansches angeschraubt. Auf diese wird eine erste Kunststoffscheibe und die, mit dem unteren Armsegment verschraubte, Lagerbuchse geschoben. Es folgt eine weitere Kunststoffscheibe und im Anschluss wird die Mutter auf das Gewinde am Ende der Hohlwelle geschraubt. Über das Anzugsmoment kann der zum Drehen notwendige Kraftaufwand eingestellt werden. Wichtig ist, dass der Arm nicht zu leichtgängig bewegt werden kann, damit er sicheres Ziehen und Ablegen der Instrumente ermöglicht. Allerdings ist es ebenfalls notwendig, die Instrumentenablage im Sitzen per Hand in die optimale Behandlungsposition führen zu können. Ist die richtige Beweglichkeit eingestellt, wird die Mutter unter Zuhilfenahme einer Madenschraube verspannt und so gegen Lockern gesichert. Die Kabel werden zum Schluss durch eine Ausfräsung am oberen Armsegment durch den Flansch in die Hohlwelle geführt und in die Basis verlegt.

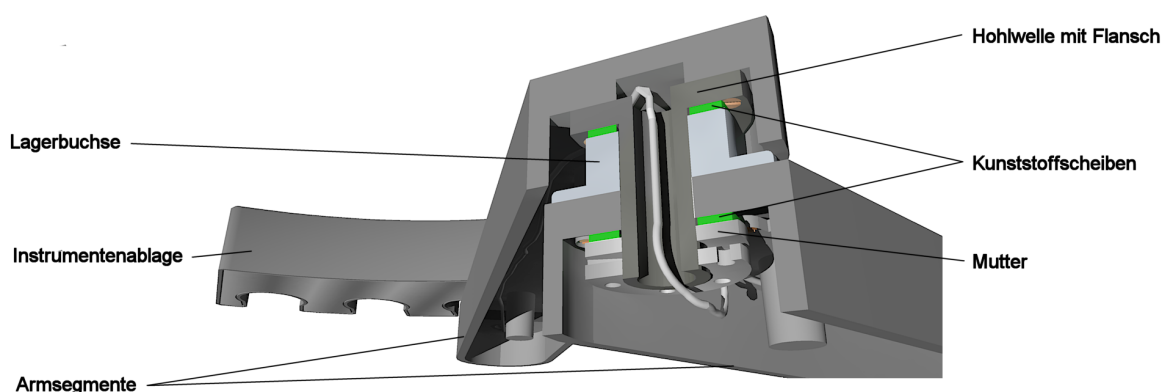


Abbildung 2.4: Schnitt durch ein Gelenk des Helferinnenarmes

2.2.2. Federarm

Der Federarm ist an der Basis befestigt und trägt je nach Kundenwunsch ein Arztelement in der H-, HC- oder S-Version. Er besteht aus zwei Segmenten, wobei das Erste, an einer Säule der Basis montierte, nur horizontal geschwenkt werden kann. Das zweite, ebenfalls horizontal bewegliche Segment kann zusätzlich in der Höhe verstellt werden. Realisiert wird dies durch eine Schwenkmechanik, welche dafür sorgt, dass das Arztelement in jeder Position stets waagrecht ausgerichtet ist.

Um den Anwender zu entlasten und die leichtgängige Höhenverstellung auch aus einer sitzenden Position heraus zu gewährleisten, befindet sich im Inneren des Armsegmentes eine vorgespannte Feder. Dadurch wird zum Anheben des Arztelementes nur wenig Kraft benötigt.

Zusätzlich ist die Mechanik zur Höhenverstellung mit einer pneumatischen Bremse versehen. Diese sorgt dafür, dass sich das Arztelement während der Behandlung bei leichtem Zug an den Instrumentenschläuchen oder beim Ablegen und Ziehen der Instrumente nicht in seiner Position verändert. Die Bremse wird gelöst, sobald der Anwender den Griff des Arztelementes umfasst und so eine Lichtschranke unterbricht. Die Höhenverstellung ist dann ohne Kraftanstrengung möglich. Sobald der Griff losgelassen wird, verriegelt die Bremse den Mechanismus und das Arztelement ist in seiner Position fixiert.

2.3. Gesetzliche Vorgaben

Als Medizinprodukt gelten laut Medizinproduktegesetz „[...] alle einzeln oder miteinander verbunden verwendeten Instrumente, Apparate, Vorrichtungen, Software, Stoffe oder andere Gegenstände, einschließlich der vom Hersteller speziell zur Anwendung für diagnostische und/oder therapeutische Zwecke bestimmten und für ein einwandfreies Funktionieren des Medizinprodukts

eingesetzten Software, die vom Hersteller zur Anwendung für Menschen für folgende Zwecke bestimmt sind:

- Erkennung, Verhütung, Überwachung, Behandlung oder Linderung von Krankheiten;
- Erkennung, Überwachung, Behandlung, Linderung oder Kompensierung von Verletzungen oder Behinderungen;
- Untersuchung, Ersatz oder Veränderung des anatomischen Aufbaus oder eines physiologischen Vorgangs;
- Empfängnisregelung,

und deren bestimmungsgemäße Hauptwirkung im oder am menschlichen Körper weder durch pharmakologische oder immunologische Mittel noch metabolisch erreicht wird, deren Wirkungsweise aber durch solche Mittel unterstützt werden kann.“ [3]

Darunter fällt auch die dentale Behandlungseinheit mit allen ihren Anbauteilen und Zubehör. Im Speziellen dient sie der Erkennung und Behandlung von Krankheiten in der Mundhöhle. Bei der Entwicklung müssen daher sämtliche gesetzliche Vorgaben eingehalten werden. Dazu zählen die Grundlegenden Anforderungen laut Richtlinie 93/42/EWG Anhang I. Darin wird gefordert, dass Medizinprodukte unter den zu erwartenden Bedingungen jederzeit die Sicherheit und die Gesundheit des Patienten, des Anwenders und Dritter gewährleisten. Dabei müssen die Risiken in einem vertretbaren Verhältnis zum Nutzen der Behandlung für den Patienten stehen. Es muss sowohl die Verringerung von Anwendungsfehlern in Hinblick auf die Sicherheit des Patienten, als auch auf die Kenntnisse des Anwenders Rücksicht genommen werden [1].

Bei der Umsetzung dieser Sicherheitsmerkmale wird ein hohes Maß an integrierter Sicherheit gefordert [1]. Dies bedeutet, dass sicherheitsrelevante Maßnahmen möglichst konstruktiv ausgeführt werden und vom Produkt auf Grund seiner Ausführung bereits ein möglichst geringes Gefährdungspotential ausgeht. Ist dies nicht für alle Risiken umsetzbar, müssen Schutzmaßnahmen wie Verriegelungen

oder Alarmsysteme eingesetzt werden. Besteht nach all diesen Maßnahmen noch immer ein Risiko, ist es notwendig den Benutzer über dieses Restrisiko aufzuklären, beispielsweise in der Gebrauchsanweisung und durch Hinweisschilder am Produkt [4].

Die Planung und Konstruktion jedes Medizinproduktes muss dem allgemein anerkannten Stand der Technik entsprechen [1]. Um dies zu gewährleisten, wird dieser in den harmonisierten Normen festgehalten. Diese werden vom Europäischen Komitee für Normung (CEN) und dem Europäischen Komitee für elektrotechnische Normung (CENELEC) herausgegeben.

Wurde ein Medizinprodukt entsprechend der aktuellen harmonisierten Normen konzipiert, so kann davon ausgegangen werden, dass es die entsprechenden EU-Richtlinien erfüllt. Der Hersteller ist jedoch nicht an die Einhaltung der harmonisierten Normen gebunden. Wird ein Medizinprodukt abweichend konstruiert, so muss er selbstständig nachweisen, dass es sämtliche, laut Richtlinien geforderte, grundlegende Anforderungen erfüllt [4].

Für diese Bachelorarbeit ist vor allem die DIN EN 60601-1 relevant. Diese gilt für medizinische elektrische Geräte und Teil 1 beinhaltet Allgemeine Festlegungen für die Sicherheit einschließlich der wesentlichen Leistungsmerkmale. Unter anderem ist darin festgelegt, dass ein Medizinprodukt erstfehlersicher sein muss. Dies bedeutet, dass von medizinisch elektrischen Geräten auch nach einem eingetretenen ersten Fehler keine Gefährdung für den Patienten, den Anwender oder Dritte ausgehen darf [5].

2.4. Winkelsensorik

2.4.1. Überblick

Sensoren dienen der qualitativen und quantitativen Erfassung physikalischer, chemischer und biologischer Zustandsgrößen [6].

Wie in Abbildung 2.5 zu sehen, besteht ein Sensor stets aus einem Sensorelement und der Auswerteelektronik. Im Sensorelement wird die zu messende, nicht elektrische Eingangsgröße in ein elektrisches Ausgangssignal gewandelt. Dieses Signal beinhaltet jedoch nicht nur die gewünschte Größe, es wird zusätzlich durch Störeinflüsse wie Temperaturschwankungen beeinflusst. In der Auswerteelektronik wird das Signal des Sensorelementes durch eine Schaltungselektronik oder durch Softwareprogramme bearbeitet und steht anschließend als Sensor-Ausgangssignal für Steuer- oder Auswertezwecke zur Verfügung. Zusätzlich können in der Auswerteelektronik sämtliche Störeinflüsse rechnerisch, beispielsweise mit Hilfe eines Mikrocontrollers oder mittels zusätzlicher Sensoren wie zum Beispiel Temperaturfühlern beseitigt werden [7].

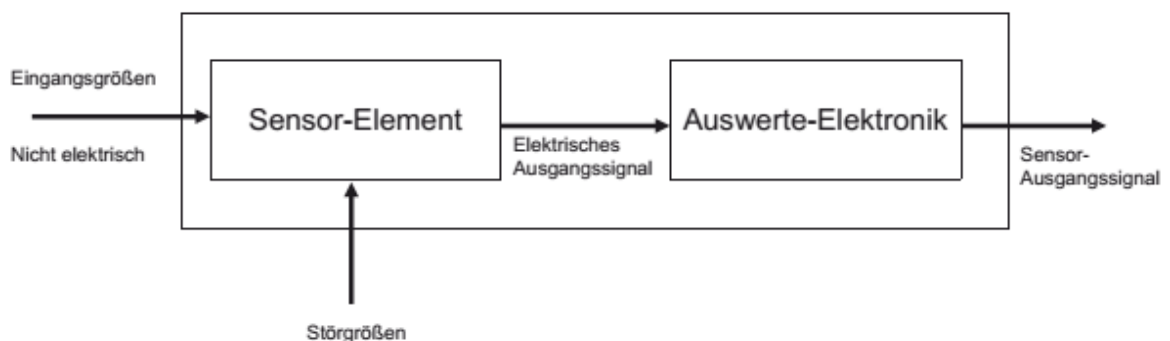


Abbildung 2.5: Wirkprinzip von Sensoren

Sensoren können in zwei Gruppen unterteilt werden: passive und aktive Sensoren. Passive Sensoren müssen mit Hilfsenergie versorgt werden, erreichen aber hohe Genauigkeiten.

Die zu messende Größe wird indirekt durch die Änderung elektrischer Eigenschaften wie Widerstand, Induktivität, induktive Kopplung oder Kapazität gemessen.

Aktive Sensoren wandeln eine zu messende physikalische Größe oder chemische Veränderung direkt in ein elektrisches Signal um, erreichen aber vor allem bezüglich der Langzeitstabilität nur geringe Genauigkeiten. Aus diesem Grund sind häufige Kalibrierungen nötig, um die Sensoren dauerhaft und zuverlässig einsetzen zu können [8]. Beispiele sind Foto- und Thermoelemente beziehungsweise piezoelektrische Fühler [9].

Speziell Weg- beziehungsweise Winkelsensoren können in zwei unterschiedliche Messprinzipien unterteilt werden – Inkremental- und Absolutwertgeber. Inkrementalgeber können eine Winkel- oder Längeninformation nur relativ wiedergeben. Das bedeutet, dass beim Einschalten des Systems kein momentaner Wert zur Verfügung steht und bei einer Winkel, beziehungsweise Längenänderung nur diese als Wert ausgegeben werden kann. Eine absolute Winkelinformation kann nur ermittelt werden, wenn der gewählte Maßstab eine Referenzmarkierung besitzt und diese während der Bewegung passiert wird. Ein Beispiel eines magnetisierten Maßkörpers mit Inkremental- und Referenzspur ist in Abbildung 2.6 zu sehen.

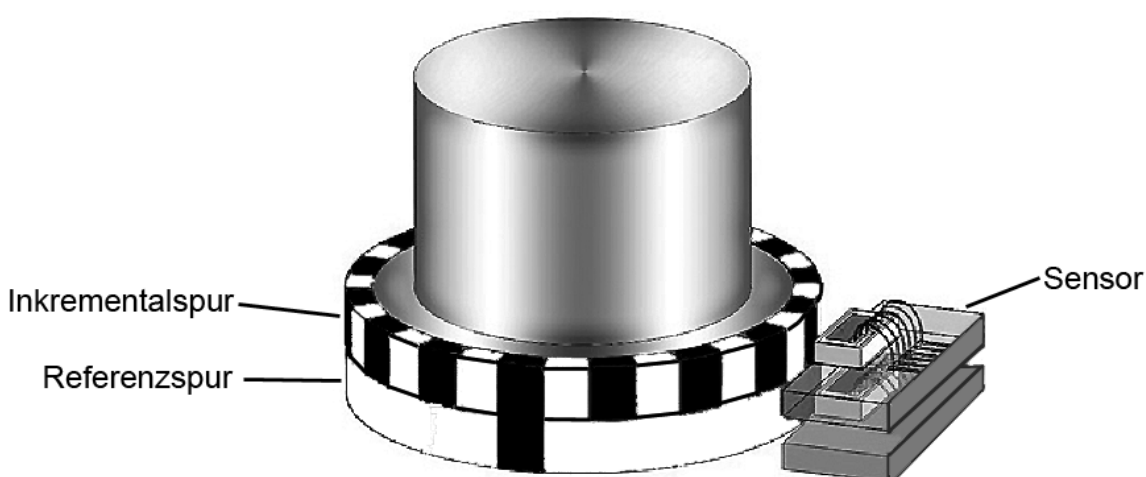


Abbildung 2.6: Messsystem mit Hall-Sensoren und Maßkörper mit Inkremental- und Referenzspur

Absolutwertgeber werden immer dann eingesetzt, wenn für die Messaufgabe stets eine exakte Längen- oder Winkelangabe benötigt wird. Dieser Wert steht auch beim Einschalten des Systems sofort zur Verfügung. Möglich wäre beispielsweise ein Inkrementalgeber mit Pufferbatterie und Speicher, welcher beim erstmaligen Einrichten des Systems kalibriert und an der gewünschten Stelle auf Null gesetzt wird. Auch bei ausgeschaltetem System wird der letzte Wert gespeichert und kann direkt nach dem Einschalten abgerufen werden. Bei einer Winkel- oder Längenänderung werden diesem Wert stets Inkremente addiert oder subtrahiert und so der aktuelle Wert bestimmt.

Bewegungen, welche bei ausgeschaltetem System erfolgen, können dabei jedoch nicht berücksichtigt werden und führen zu fehlerhaften Messwerten.

Sollen Winkel auch bei ausgeschaltetem System zuverlässig erkannt werden und sofort nach dem Einschalten der aktuelle Wert zur Verfügung stehen, muss ein Verfahren gewählt werden, welches jedem Winkel oder jeder Länge eindeutig einen Messwert zuordnen kann.

2.4.2. Absolute Messverfahren

In den folgenden Kapiteln werden ausgewählte Verfahren vorgestellt, welche praktikable Lösungen zur absoluten Messung von Winkeln darstellen.

2.4.2.1. Kapazitiv

Prinzipiell gibt es drei Möglichkeiten mittels eines kapazitiven Sensors Messwerte zu erhalten. Zum einen können die Elektrodenstrukturen eines Kondensators zueinander verschoben werden um die aktive Fläche zu verändern. Weiterhin ist es möglich, den Abstand der Elektroden zu variieren, was ebenfalls zu einer Änderung der Kapazität führt. Die dritte Möglichkeit besteht darin, bei konstantem Elektrodenabstand und konstanter Fläche den Wirkbereich des Dielektrikums zu verändern. Dargestellt sind diese Varianten in Abbildung 2.7.

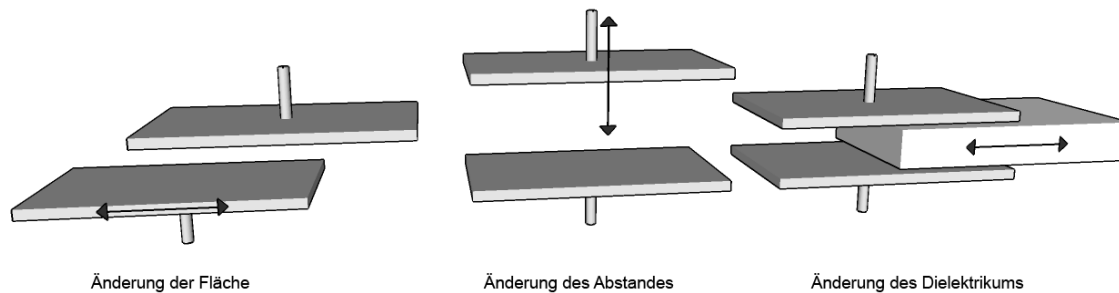


Abbildung 2.7: Möglichkeiten der kapazitiven Messwertgewinnung

In der Industrie werden kapazitive Sensoren vor allem dann verwendet, wenn es möglich ist, vorhandene Geometrien oder Bauelemente als eine Elektrode zu verwenden. In diesem Fall wird nur noch eine weitere Elektrode benötigt um ein Messsignal zu generieren und in der Auswerteelektronik zu verarbeiten. Dieses Vorgehen ist jedoch meist nur bei den ersten beiden der genannten Möglichkeiten anwendbar. Da beim Ausnutzen vorhandener Strukturen meist nur geringe Kapazitäten im Bereich von wenigen pF erreicht werden, sind sehr genaue und fehlerkompensierende Auswerteelektroniken notwendig. Außerdem muss der Sensor mit einer möglichst hohen Frequenz im Bereich um 1 MHz betrieben werden, um auch bei kleinen Kondensatoranordnungen den Blindwiderstand gering zu halten [8].

2.4.2.2. Induktiv

Das Prinzip der induktiven Positionserfassung beruht auf der Erzeugung von Wirbelströmen in elektrisch leitfähigen Materialien. Das Sensorelement besteht dabei aus einem Schwingkreis, aufgebaut aus einer Spule und einem Kondensator, welcher durch einen Oszillator angeregt wird. Nähert sich ein elektrisch leitfähiges Objekt dem Sensor, werden durch das hochfrequente elektromagnetische Wechselfeld Wirbelströme induziert. Diese sind abhängig vom Abstand, der Größe und der Zusammensetzung des Objektes. Sie erzeugen ein eigenes, dem des Sensors entgegengesetztes, Magnetfeld. Dadurch werden die Schwingungen des Schwingkreises gedämpft. Die vom Abstand des Objektes

abhängige Schwingungsamplitude wird von der Auswerteelektronik gemessen und verarbeitet. Am Ausgang des Sensor kann, je nach Einstellung der Elektronik, ein linearisiertes Spannungs- oder Stromstärkesignal abgegriffen und für die weitere Auswertung oder Regelzwecke verwendet werden. [7]

Da induktive Messverfahren nur eine Distanz direkt messen können, muss für dieses Sensorsystem eine Möglichkeit geschaffen werden, die rotative Bewegung des Armgelenks in eine Distanzänderung gegenüber des Sensors zu überführen.

Zu den Vorteilen dieses Wirbelstromprinzips zählen unter anderem eine hohe Wiederholgenauigkeit und Lebensdauer, sowie eine hohe Unempfindlichkeit gegenüber Schmutz, Schmier- und Reinigungsmittel. Allerdings sind meist nur Messbereiche von circa 0,5 mm bis 1,1 mm möglich [7].

Ein weiteres Verfahren besitzt zwar den gleichen Sensoraufbau, arbeitet jedoch nach einem anderen Messprinzip. Dabei wird die Schwingungsamplitude des Schwingkreises stets konstant gehalten und die Energieaufnahme des Oszillators gemessen. Vergleichbar ist dies mit einem Transformator, wobei die Spule den primären und die Wirbelströme im Objekt den sekundären Windungen entsprechen. Die induktive Kopplung zwischen den beiden Seiten hängt von der Form des Objektes und der Spule, als auch vom Abstand ab. Dadurch wirkt sich der Widerstand und die Induktivität der Wirbelströme auch auf die primäre Seite mit dem Schwingkreis aus und können dort gemessen werden. Um den Messwert möglichst einfach zu bestimmen wird häufig der Widerstand der Spule gemessen. Dieser setzt sich aus deren Widerstand und einem, von den Wirbelströmen hervorgerufenen, parasitären Widerstand zusammen, welcher von der Distanz zwischen Messobjekt und Sensor abhängt. Die Messung erfolgt jedoch nicht in Reihe zur Spule, sondern parallel [10]. Ein vereinfachter Schaltplan des Sensorsystems ist in Abbildung 2.8 dargestellt.

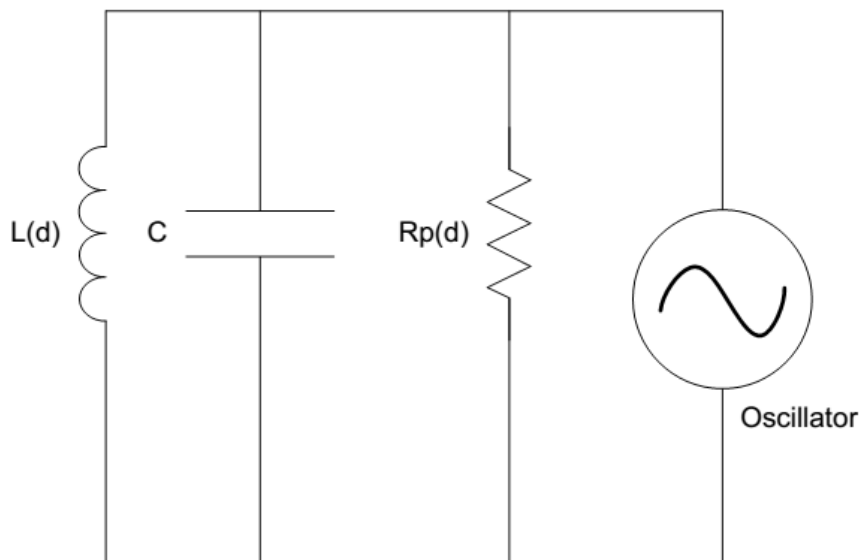


Abbildung 2.8: Vereinfachter Schaltplan eines Wirbelstromsensors mit der Induktivität der Spule $L(d)$ und $R_p(d)$, dem parallel zur Spule gemessenen Widerstand, welche beide von der Distanz zwischen Sensor und Messobjekt abhängig sind.

Gleichzeitig zur parallelen Messung des Widerstandes wird auch die Induktivität erfasst und zusammen mit der Auswertung des Stromverbrauches für das Aufrechterhalten der Schwingungsamplitude kann ein digitales Messsignal berechnet werden, welches sich indirekt proportional zum gemessenen parallelen Widerstand verhält.

2.4.2.3. Galvanomagnetisch

Zu den galvanomagnetischen Effekten zählen unter anderem die magnetoresistiven Effekte und der Hall-Effekt. Immer dann, wenn sich der Widerstand eines stromdurchflossenen Leiters, welcher sich in einem äußeren Magnetfeld befindet, ändert, liegt ein magnetoresistiver Effekt vor. Dieser tritt vor allem in magnetischen Materialien auf und ist in der Sensorik nutzbar. Beispiele sind die Anisotrope Magneto Resistance (AMR) oder die Giant Magneto Resistance (GMR) [7].

Verbreiteter sind jedoch Sensoren, welche auf dem Prinzip des Hall-Effektes beruhen. Dieser tritt dann auf, wenn sich ein stromdurchflossener Leiter oder ein Halbleiter in einem Magnetfeld befindet. Dieses muss senkrecht auf der

Stromflussrichtung stehen. Es kann dann, wie in Abbildung 2.9 zu sehen, senkrecht zum Magnetfeld und der Stromflussrichtung, die Hall-Spannung gemessen werden. Diese ist proportional zur magnetischen Induktion des äußeren Magnetfeldes [9].

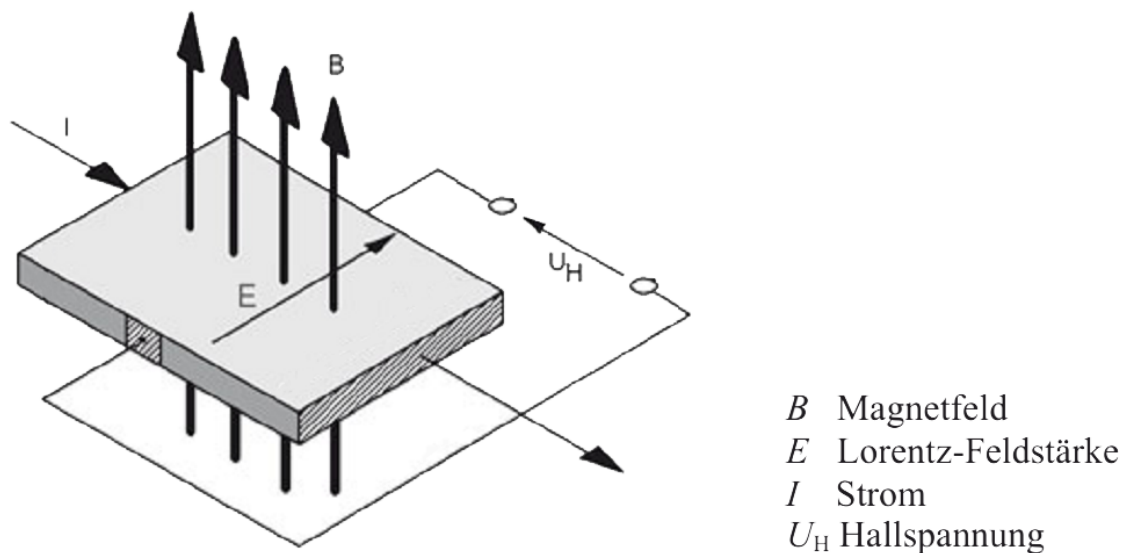


Abbildung 2.9: Prinzip des Hall-Effektes

Ursache der Hall-Spannung ist die Lorentzkraft, welche auf die bewegten elektrischen Ladungsträger wirkt. Diese ist senkrecht, sowohl zu deren Bewegungsrichtung als auch zum Magnetfeld, orientiert. Als Auswirkung der Lorentzkraft werden die freien Ladungsträger von ihrer geradlinigen Bewegung in eine Kreisbahn abgelenkt. Hierbei sammeln sich positive und negative Ladungen jeweils an entgegengesetzten Seiten des Leiters oder Halbleiters und erzeugen so ein elektrisches Feld. [11]

Vorteile eines Hall-Sensors sind eine sehr kleine Bauform, da diese auf Halbleiterbasis gefertigt werden, völlig verschleißfreies Arbeiten und eine nahezu unbeschränkte Lebensdauer. Nachteilig wirkt sich jedoch die starke Temperaturabhängigkeit der unterschiedlichen Halbleiter aus. Zur Kompensation sind daher integrierte Funktionselemente notwendig, um die Messgröße auch über einen weiten Temperaturbereich zuverlässig zu ermitteln. [9]

2.4.2.4. Optisch

Es gibt verschiedene Möglichkeiten optische Absolut-Drehwinkelgeber zu realisieren. Häufig wird jedoch das in Abbildung 2.10 dargestellte System verwendet. Dabei ist an der zu messenden Welle eine Graycodescheibe angebracht. Diese besteht meist aus Glas, auf das der Code lichtundurchlässig aufgebracht wird. Die Anzahl der benötigten Spuren richtet sich nach der gewünschten Winkelauflösung. Je genauer das System arbeiten soll, desto mehr binäre Werte und damit auch Codespuren müssen vorhanden sein. Ein weiterer zu berücksichtigender Aspekt betrifft die Anordnung der binären Werte selbst. Der "normale" Binärcode nach dem Prinzip der Dualzahlen kann hier nicht verwendet werden, da sich beim Übergang von einem Wert zum nächsten häufig mehrere Bits gleichzeitig ändern. Auf Grund mechanischer Fertigungstoleranzen und Laufzeitverzögerungen zwischen den Spuren kann es zu geringfügigen zeitlichen Verschiebungen kommen, welche in kurzen Momenten zu falschen digitalen Ausgangswerten führen können. Es muss ein Code gewählt werden, welcher sich bei jedem Wechsel nur um ein einziges Bit ändert. Dies sorgt dafür, dass sich höchstens der Schalterpunkt verschiebt, nicht aber falsche Werte ausgegeben werden. [12]

Die Graycodescheibe kann ausgelesen werden, indem der Code von einer Seite durch eine Leuchtdiode (LED) und ein Linsensystem gleichmäßig ausgeleuchtet wird und sich auf der anderen Seite der Scheibe ein photosensitiver Schaltkreis als Empfänger befindet. Im einfachsten Fall kann dies auch ein Array aus, in der Anzahl den Codespuren auf der Scheibe entsprechenden, Photodioden sein. Je nach Winkelposition werden Dioden ausgeleuchtet oder von lichtundurchlässigen Bereichen der Scheibe verdeckt. In der Auswerteelektronik werden diese Signale verarbeitet und ein absolutes, digitales Ausgangssignal ausgegeben.

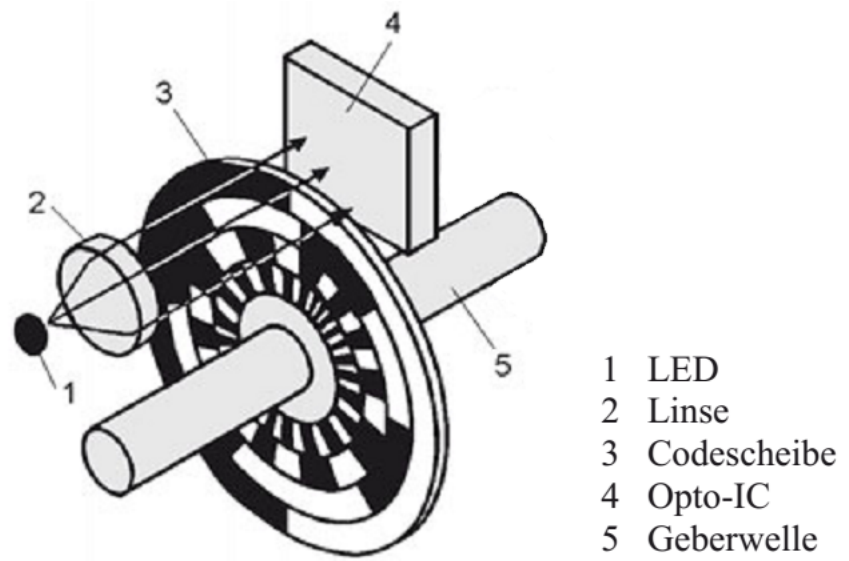


Abbildung 2.10: Optischer Absolut-Drehwinkelgeber

3. Material und Methoden

3.1. Planung und Konstruktion

Bei der Planung der verschiedenen Sensorvarianten war es notwendig, bereits im Vorfeld Modelle zu erstellen, um die Größenverhältnisse und prinzipielle Eignung des jeweiligen Messsystems festzustellen. Für diese Aufgabe wurde SketchUp 8 der Firma Trimble (Sunnyvale, Kalifornien) verwendet. Dieses kostenlose 3D-Zeichenprogramm erlaubt das Erstellen von komplexen Geometrien und ermöglicht zusätzlich eine Animation der Modelle. Dies bietet den Vorteil, dass das jeweilige Messsystem bereits in der Planungsphase in jeder Winkelposition auf konstruktive Fehler geprüft werden kann.

Ein Nachteil gegenüber professionellen CAD-Programmen ist jedoch eine fehlende Exportfunktion als abgeleitete und bemaßte 2D-Zeichnung. Für die Fertigung eines Maßkörpers beziehungsweise einer Halterung mussten daher zusätzlich Zeichnungen mittels des 2D Zeichenprogramms Solid Edge 2D Drafting ST4 erstellt werden.

Sowohl das optische, als auch die magnetoresistiven Messsysteme wurden aus konstruktionsbedingten und praktischen Gründen nicht untersucht.

Die Messung der Winkel am Helferinnenarm, sowie die Einstellung der Winkel beim Testen der verschiedenen Messsysteme erfolgte mit einer Papierscheibe, auf der die Winkel zwischen 0° und 360° in 10° -Schritten aufgetragen waren.

3.2. Kapazitives Messsystem

Zur Evaluierung eines kapazitiven Messsystems wurde mit dem Evaluation Kit AD7746 der Firma Analog Devices Inc. (Norwood, Massachusetts) gearbeitet. Es beinhaltet bereits einen kapazitiven Längensensor und ermöglichte damit erste Tests. Der funktionelle Aufbau ist in Abbildung 3.1 dargestellt. Der Sensor besteht aus dem standardmäßig als Basismaterial für Leiterplatten verwendeten Epoxid-Glashartgewebe FR4 und stellt durch die leitfähige Beschichtung der Oberflächen einen Plattenkondensator dar. Als Maßstab dient ein unbeschichtetes Stück FR4, welches als Dielektrikum zwischen die Platten geschoben werden kann.

Verarbeitet wird das kapazitive Messsignal in einem AD7746 capacitance-to-digital Converter (CDC) und steht am Ausgang dieses Schaltkreises direkt als digitales Signal zur Verfügung. Dabei besitzt der CDC einen Messbereich von -4 pF bis 4 pF bei einer Genauigkeit von $\pm 4\text{ fF}$ und eine eingebaute Temperaturkompensation [13]. Die Kommunikation des CDC erfolgt über eine I²C-Schnittstelle mit dem Mikrocontroller, welcher das Signal über eine USB-Schnittstelle an den Computer übermittelt. Zusätzlich befindet sich auf dem Board ein Spannungsregler, welcher die Spannung des USB Anschlusses für den Mikrocontroller und den CDC anpasst.

Vorteil des Evaluation Kits ist zum einen die sehr schnelle Einarbeitung auf Grund der mitgelieferten, LabVIEW-basierten, Software und die Möglichkeit einen externen Sensor anzuschließen. Dessen Auswertung und Kalibrierung kann ebenfalls über die mitgelieferte Software erfolgen.

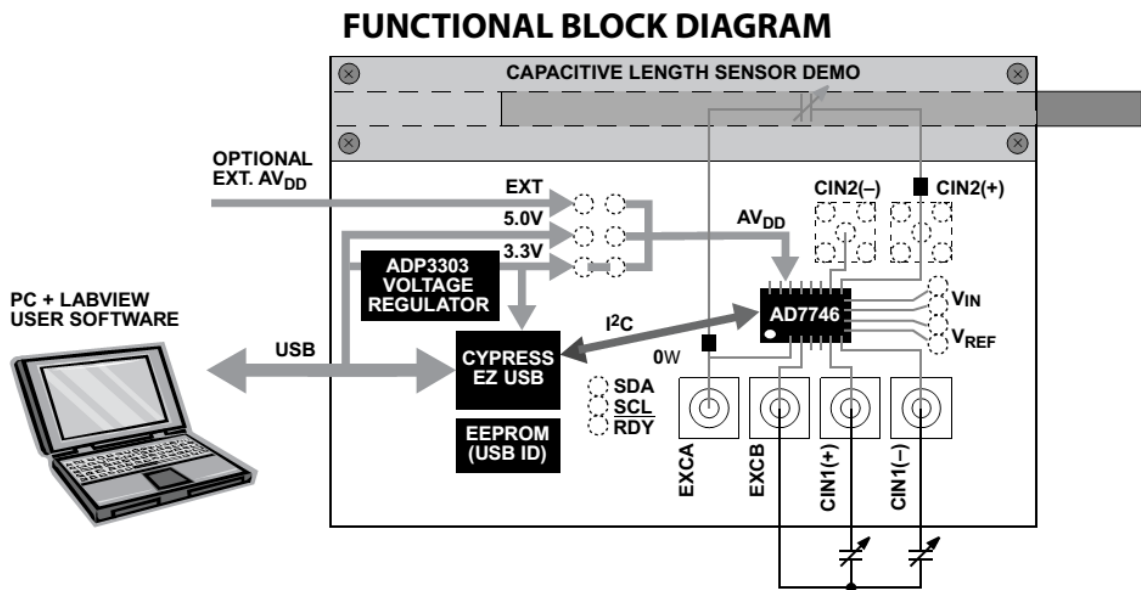


Abbildung 3.1: Funktioneller Aufbau des AD7746 Evaluation Kit

Zur Dimensionierung eines eigenen Sensors wurde die Formel zur Berechnung der Kapazität eines Plattenkondensators verwendet:

$$C = \epsilon_0 \cdot \epsilon_r \cdot \frac{A}{d} \quad (3.1)$$

3.3. Induktives Messsystem

Als Ausgangspunkt für das induktive Sensorsystem wurde das Evaluationsboard LDC1000 der Firma Texas Instruments Inc. (Dallas, Texas) verwendet. Dieses wird zusammen mit einer Software geliefert, welche alle für die Evaluation notwendigen Funktionen bereitstellt.

Das Evaluationsboard ist, wie in Abbildung 3.2 zu sehen, aus drei Teilen aufgebaut. Im ersten Bereich befindet sich der mitgelieferte Sensor. Er besteht aus einer beidseitig auf die Leiterplatte aufgedruckten Spule und einem Kondensator. Dieser Schwingkreis wird vom LDC1000 inductance-to-digital converter, welcher sich im zweiten Bereich befindet, gesteuert und gleichzeitig ausgewertet. Die

gewonnen Messdaten können im Anschluss über den USB Controller direkt am Computer angezeigt, visualisiert und verarbeitet werden.

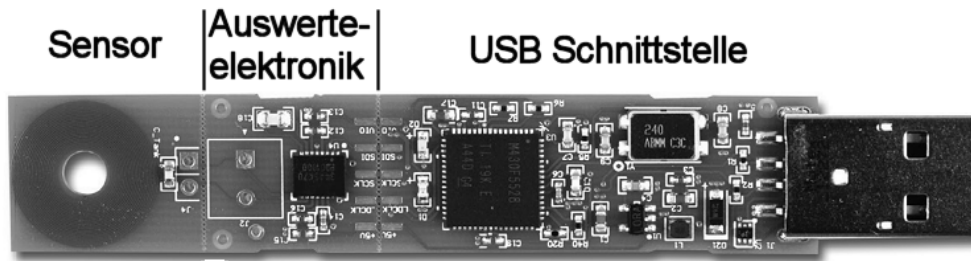


Abbildung 3.2: Aufbau des LDC1000 Evaluationsboards

Der LDC1000 Schaltkreis erlaubt es, neben dem werksseitig verbauten Muster, nahezu jeden beliebigen, selbst entworfenen Schwingkreis als Sensor zu verwenden. Je nach Design der Spule lässt sich dadurch die gewünschte Reichweite einstellen. Um die Anpassung an andere Schwingkreise zu ermöglichen, bietet der LDC1000 eine einstellbare Oszillationsfrequenz zwischen 5 kHz und 5 MHz, welche stets etwa 20 % kleiner als die Resonanzfrequenz des Schwingkreises gewählt werden sollte, um die Induktivität der Spule aufrechtzuerhalten und sinnvolle Messwerte aufzunehmen [14]. Auf diesem Weg kann das gesamte System exakt für die jeweilige Aufgabenstellung angepasst werden.

Die maximal messbare Distanz des unmodifizierten Evaluationsboards für eine 2 mm dicke Stahlplatte liegt bei etwa 7 mm. Dabei erreicht der LDC1000 eine Auflösung von 16 Bit am Ausgang. Dies entspricht einer Auflösung im Submikrometerbereich. Die Kommunikation sowie Programmierung des LDC1000 erfolgt über einen SPI-Bus und bietet damit die Möglichkeit kostengünstig, direkt über einen Mikrocontroller, gesteuert werden zu können. Weitere Vorteile sind die Unempfindlichkeit gegenüber Schmutz und Staub sowie die Möglichkeit den Sensor von der Auswertelektronik zu trennen, um dieses System auch in sehr beengten Einbauorten verwenden zu können.

3.4. Hall-Sensor-System

Konventionelle Hall-Sensoren können nur eine Richtungskomponente eines Magnetfeldes messen. Damit lassen sich kostengünstig lineare Hall-Sensor-Systeme entwickeln, welche eine eindimensionale Bewegung eines magnetischen Objektes erfassen. Um jedoch direkt einen Winkel zu bestimmen, sind spezielle Sensoren notwendig. Für das Bachelorprojekt wurde dafür ein programmierbarer Hall-Sensor der Firma Micronas GmbH (Freiburg, Deutschland) vom Typ HAL3625 verwendet. Dies ist ein Direktwinkelsensor, welcher den Drehwinkel als direkt proportionales, lineares, ratiometrisches Spannungssignal ausgibt.

Dafür werden vertikal zur Oberfläche ausgerichtete Hallelemente verwendet. Das Prinzip ist in Abbildung 3.3 dargestellt. Der Magnet befindet sich über dem Sensor, welcher Hallelemente für die Messung von x- und y-Komponente der magnetischen Flussdichte besitzt. Bei einer Drehung des Magneten um 360° entsteht eine Sinusfunktion für die Komponente B_x und eine Kosinusfunktion für B_y . Aus diesen kann mit Hilfe folgender Funktion der Winkel berechnet werden: [15]

$$\varphi = \arctan\left(\frac{\sin x}{\cos x}\right) = \arctan\left(\frac{B_x}{B_y}\right) \quad (3.2)$$

Dies passiert in der Auswerteelektronik des Sensors mit Hilfe des CORDIC-Algorithmus und im Anschluss wird der errechnete Wert in ein Spannungssignal konvertiert. [16]

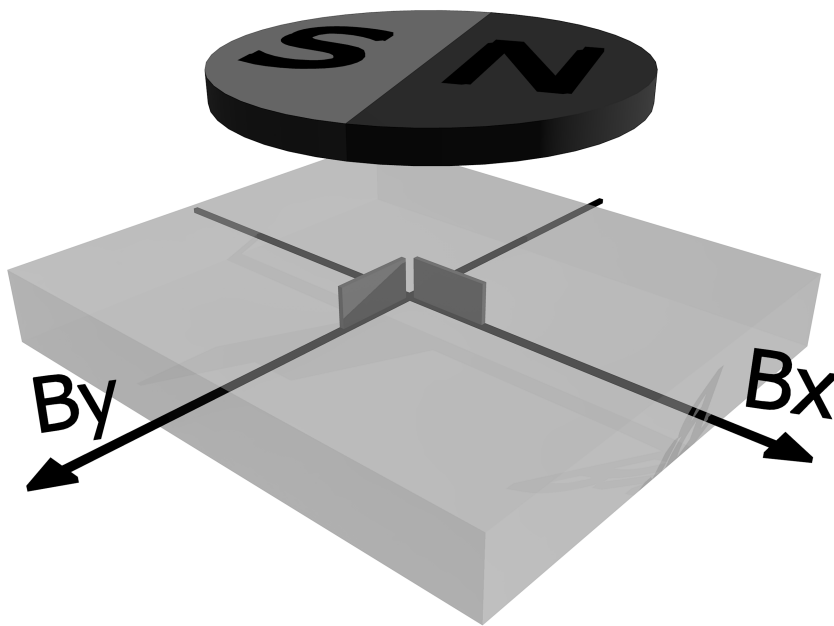


Abbildung 3.3: Mögliche Anordnung der Hallelemente in einem Direktwinkelsensor

Um ein sinnvolles und genaues Ausgangssignal zu erhalten, ist es notwendig die Sinus- und Kosinusfunktion exakt zu messen. Das bedeutet, das Magnetfeld, welches die Hallelemente durchsetzt, muss möglichst homogen sein. Dazu muss der Magnet diametral magnetisiert sein. Gewöhnliche Scheibenmagnete haben den Nord- und Südpol auf den ebenen Kreisflächen. Sie sind axial magnetisiert. Aus diesem Grund besitzen sie kein homogenes Magnetfeld, welches für Messzwecke genutzt werden könnte. Im Gegensatz dazu verläuft die Magnetisierung bei Magneten mit diametralen Polen parallel zum Durchmesser und erzeugt so über den Kreisflächen ein ausreichend homogenes Feld. Diese Eigenschaft verbessert sich mit steigendem Durchmesser des Magneten [15].

Der Hall-Sensor benötigt eine magnetische Flussdichte im Bereich von 30 mT bis 100 mT. Diese Spanne ermöglicht eine hohe Toleranz gegenüber Abweichungen des Spalts zwischen Magnet und Sensor, da nur die relative Flussdichte für die Berechnung der Winkelinformation relevant ist. Wird die minimale Flussdichte von 30 mT unterschritten, steht die Winkelinformation zwar weiterhin zur Verfügung, allerdings wird die Messung mit abnehmender Flussdichte auch fehleranfälliger und somit ungenauer. Wenn alle vorgegeben Werte eingehalten werden, erreicht

der Sensor bei einem Messbereich von 360° eine Winkelauflösung von $\pm 1,0^\circ$. Er benötigt eine Betriebsspannung im Bereich von 4,5 V bis 5,5 V und gibt als Messsignal eine winkelabhängige Spannung im Bereich von 10 % bis 90 % der Betriebsspannung aus. [16]

Der Direktwinkelsensor bietet die Möglichkeit, die Null- beziehungsweise Anfangsposition beliebig zu programmieren. Außerdem kann zusätzlich die Endposition festgelegt werden. Dies hat den Vorteil, dass alle Spannungswerte des Ausgangssignals auch abgedeckt werden können, wenn keine Rotation um 360° stattfindet. Zusätzlich besitzt der Sensor eingebaute Diagnosefunktionen wie Über- und Unterspannungsüberwachung, Leitungsbrucherkennung und eine Magnetverlust-Erkennung. All diese Daten können im redundant vorhandenen elektrisch löschbaren programmierbaren Nur-Lese-Speicher (EEPROM) gespeichert werden und gehen auch im spannungslosen Zustand nicht verloren. Der EEPROM kann zusätzlich gegen Löschen gesichert werden. [16]

Zur Programmierung und Evaluierung des Hall-Sensors wurde das USB Programming Tool V1.0.1 der Firma Micronas GmbH verwendet. Dieses ist speziell auf die Direktwinkelsensoren des Herstellers abgestimmt und erlaubt es sämtliche Funktionen der Sensoren zu programmieren und Messdaten aufzunehmen. Mitgeliefert wird die passende, LabVIEW-basierte Software, über die das Programming Tool gesteuert wird. [17]

4. Ergebnisse

4.1. Drehwinkel des Helferinnenarmes

Für die Auswahl der Messsysteme musste der maximale Drehwinkel bestimmt werden, welcher an der Behandlungseinheit erreicht wird. Da der Federarm des Arztelementes keine Winkel über 180° zulässt, wurde nur der dreiteilige Helferinnenarm genauer betrachtet. Der Drehwinkel zwischen Basis und erstem Armsegment beträgt 100° und die weiteren Gelenke zwischen den Segmenten erlauben je eine Drehung um 320° . Verdeutlicht wird dies in Abbildung 4.1.

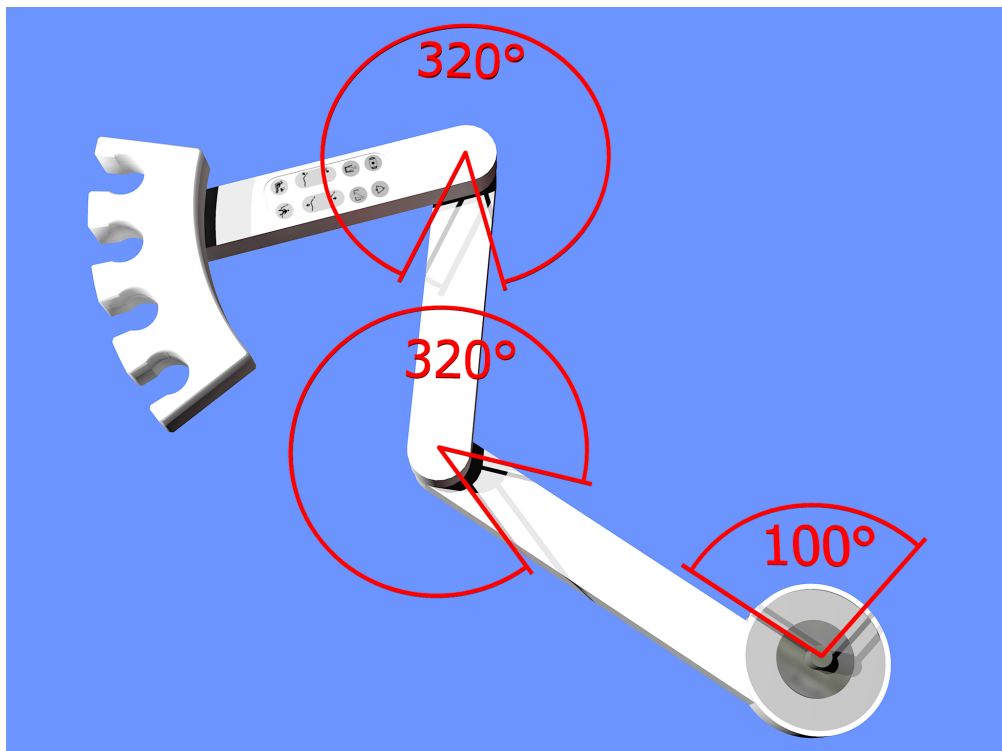


Abbildung 4.1: Dreiteiliger Helferinnenarm mit eingezeichneten Drehwinkeln

4.2. Kapazitives Messsystem

Für eine kapazitive Winkelmessung wurden zwei verschiedene Möglichkeiten erarbeitet. Ein System welches auf der Verschiebung des Dielektrikums basiert und ein zweites, bei dem der Plattenabstand variabel ist. Auf Grund der berechneten Messbereiche, welche für eine zuverlässige Messung zu klein sind, wurden diese Messsysteme nicht gebaut und praktisch getestet.

4.2.1. Änderung des Dielektrikums

Grundlage dieses Messsystems ist ein Plattenkondensator mit unveränderlicher Elektrodengeometrie und konstantem Plattenabstand. Als Elektroden dienen dabei zwei einseitig leitfähig beschichtete Leiterplatten. Als Abstandshalter wird eine weitere, beidseitig leitfähig beschichtete Leiterplatte verwendet, welche zusätzlich der Kontaktierung der beiden Kondensatorelektroden dient. Als verschiebbares Dielektrikum wurde ein Maßkörper entworfen, welcher direkt mit zwei M5x6 Schrauben auf der vorhandenen Mutter des Gelenks montiert werden kann. Durch ein Loch in der Mitte können die Kabel wie bisher verlegt werden. Als winkelabhängiges Maß dient ein zunehmender Radius. Der Maßkörper, wie in Abbildung 4.2 zu sehen, besteht aus dem Epoxid-Glashartgewebe FR4, welches als Trägermaterial für Leiterplatten verwendet wird. Das Modell dieses Messsystems ist in Abbildung 4.3 zu sehen.

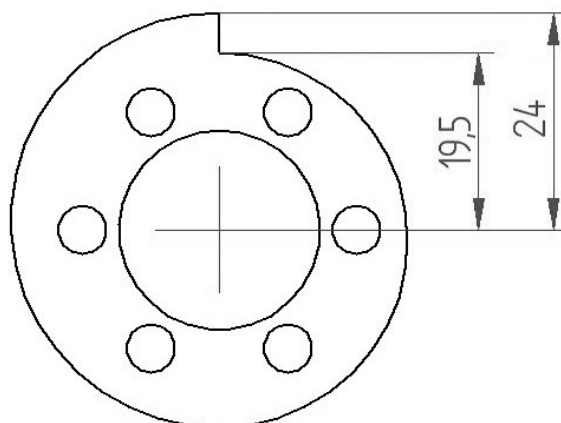


Abbildung 4.2: Skizze des Maßkörpers mit zunehmendem Radius

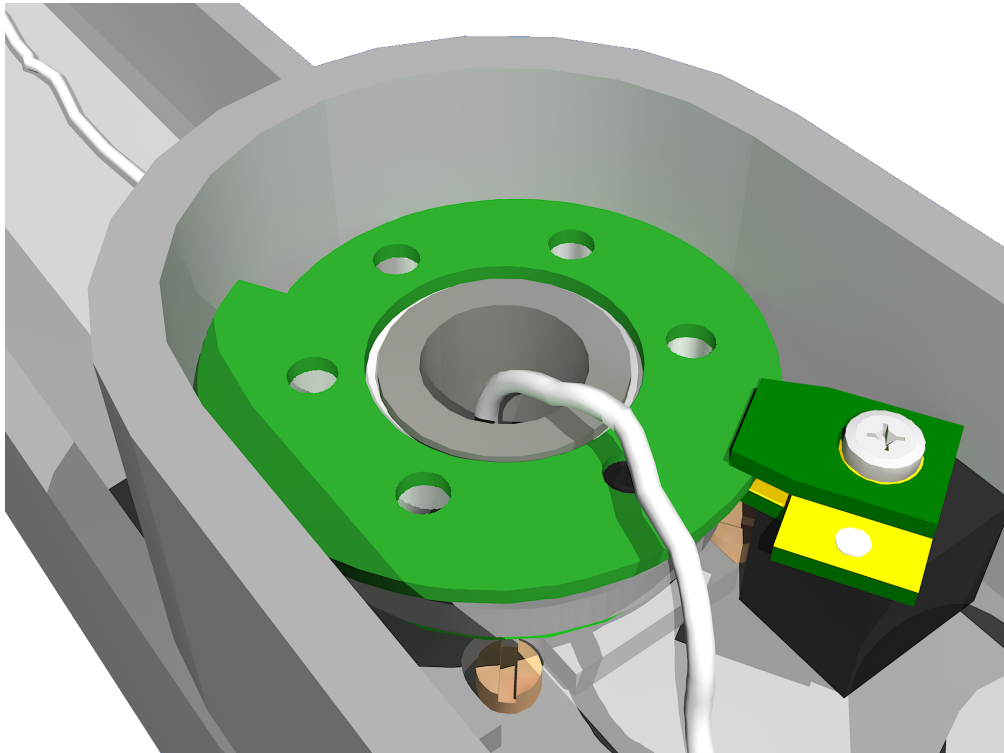


Abbildung 4.3: Modell des kapazitiven Messsystems mit veränderlichem Dielektrikum

Die Berechnung der Kapazität erfolgte jeweils mit der Formel (3.1) an den beiden Positionen, an denen das Dielektrikum den minimalen und den maximalen Einfluss auf den Kondensator besitzt. Die Flächen A1 und A2 wurden im 3D-Modell mit Hilfe des CAD-Programms bestimmt und die zur Rechnung gehörenden Positionen sind in Abbildung 4.4 dargestellt.

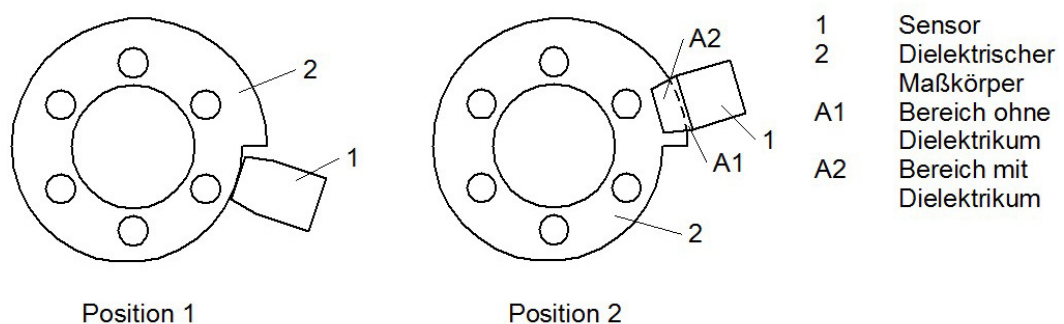


Abbildung 4.4: Positionen für die Berechnung der Kapazität

Daten für die Berechnung:

Dielektrizitätskonstante des Vakuums: $\epsilon_0 = 8,854 \cdot 10^{-12} \frac{As}{Vm}$

Dielektrizitätskonstante FR4 [18]: $\epsilon_r = 4,3$

Plattenabstand: $d = 1,6 mm$

Fläche der Kondensatorplatten: $A = 45 mm^2$

Für Position 1 wurde der Kondensator ohne Dielektrikum angenommen und folgende Kapazität berechnet:

$$C_{Pos1} = \epsilon_0 \cdot \frac{A}{d} = 8,854 \cdot 10^{-12} \frac{As}{Vm} \cdot \frac{45 mm^2}{1,6 mm}$$

$$C_{Pos1} = 0,25 pF$$

Für die Berechnungen an der Position 2 muss die Kondensatorfläche in zwei Bereiche unterteilt werden. Ein erster (A1), welcher nicht vom Dielektrikum beeinflusst wird und ein zweiter (A2), der, begrenzt durch den Radius des Maßkörpers, eine Kapazitätsänderung durch das Dielektrikum erfährt.

$$C_{A1} = 8,854 \cdot 10^{-12} \frac{As}{Vm} \cdot \frac{7,2 mm^2}{1,6 mm}$$

$$C_{A1} = 0,04 pF$$

$$C_{A2} = \epsilon_0 \cdot \epsilon_r \cdot \frac{A}{d} = 8,854 \cdot 10^{-12} \frac{As}{Vm} \cdot 4,3 \cdot \frac{37,8 mm^2}{1,6 mm}$$

$$C_{A2} = 0,90 pF$$

$$C_{Pos2} = C_{A1} + C_{A2}$$

$$C_{Pos2} = 0,94 pF$$

Der zu erfassende Messwert liegt im Bereich von 0,25 pF bis 0,94 pF.

4.2.2. Änderung des Plattenabstandes

Eine Alternative zur Änderung des Dielektrikums stellt die Änderung des Plattenabstands dar. Eine einzelne, einseitig leitfähig beschichtete Leiterplatte dient als unveränderliche Elektrode. Als Zweite dient ein, in der Geometrie und Befestigungsart dem Maßkörper aus Kapitel 4.2.1. entsprechendes, Stahlblech. Jedoch wird die Dicke zugunsten einer größeren Elektrodenfläche auf 3 mm vergrößert. Bei Drehung des Gelenks ändert sich durch den veränderlichen Radius der Plattenabstand und damit die Kapazität. Das Modell dieses Messsystems ist in Abbildung 4.5 zu sehen.

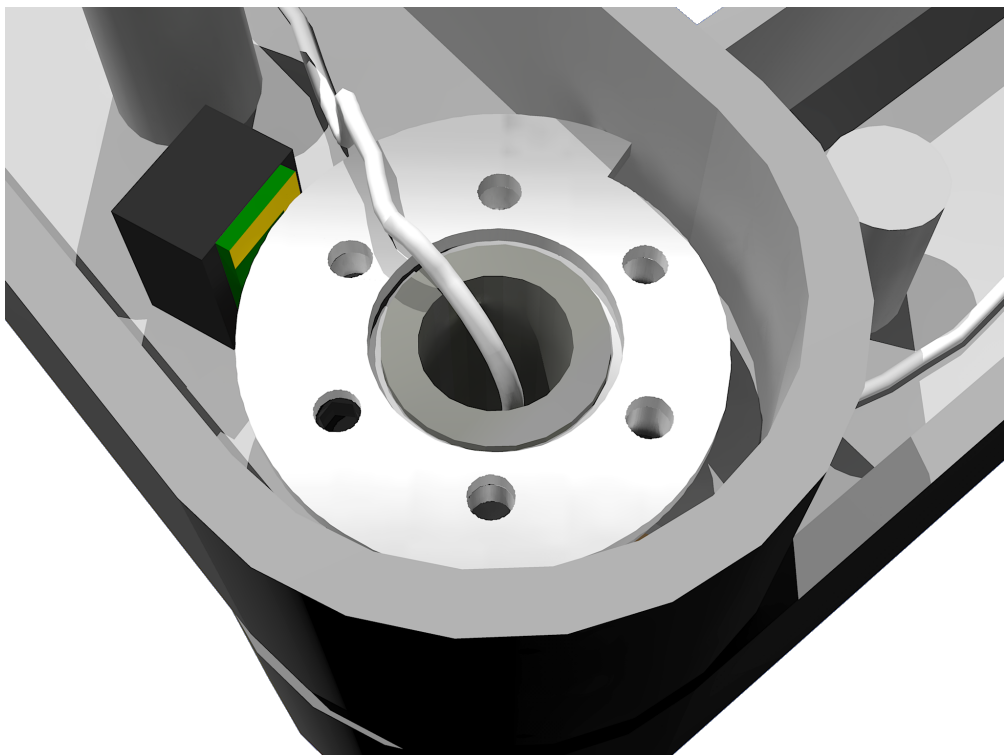


Abbildung 4.5: Modell des kapazitiven Messsystems mit veränderlichem Plattenabstand

Auf Grund des veränderlichen Radius stellt diese Kondensator-Anordnung eigentlich keinen Plattenkondensator dar. Da sämtliche Berechnungen jedoch nur zur Abschätzung des Messsystems dienen wird als Vereinfachung ein idealer Plattenkondensator angenommen.

Um den Messbereich zu bestimmen, wurde der minimale und der maximale Elektrodenabstand ausgewählt. Eine Skizze zu den verwendeten Winkelstellungen ist in Abbildung 4.6 zu sehen.

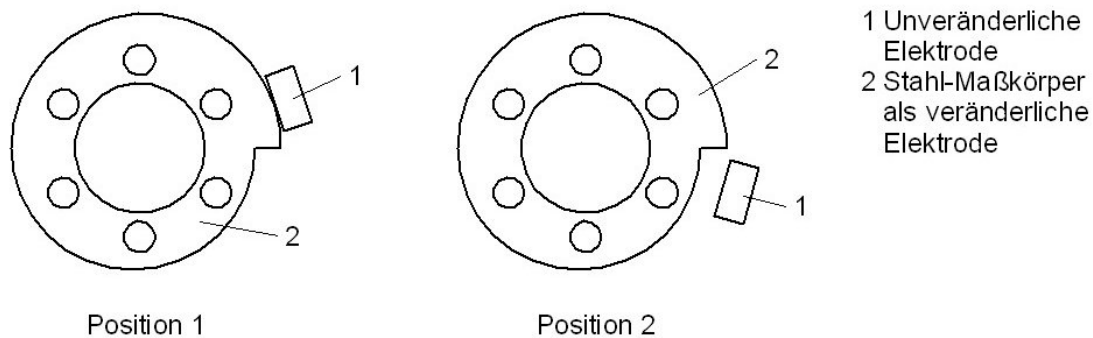


Abbildung 4.6: Positionen für die Berechnung der Kapazität

Für die Berechnung wurde als Elektrodenabstand ein arithmetischer Mittelwert aus den beiden Abständen am Rand und dem Abstand in der Mitte der unveränderlichen Elektrode angenommen. Als Fläche wird die, auf die unveränderliche Elektrode projizierte, Fläche der veränderlichen Elektrode angenommen.

Daten für die Berechnung:

Dielektrizitätskonstante des Vakuums: $\epsilon_0 = 8,854 \cdot 10^{-12} \frac{As}{Vm}$

Plattenabstand:

Position 1: $d_1 = 0,9 mm$
 $d_2 = 0,7 mm \rightarrow \bar{d}_{Pos1} = 0,6 mm$
 $d_3 = 0,2 mm$

Position 2: $d_1 = 5,4 mm$
 $d_2 = 5,2 mm \rightarrow \bar{d}_{Pos2} = 5,1 mm$
 $d_3 = 4,7 mm$

Fläche der Kondensatorplatten: $A = 30 mm^2$

$$C_{Pos1} = \epsilon_0 \cdot \frac{A}{d} = 8,854 \cdot 10^{-12} \frac{As}{Vm} \cdot \frac{30 mm^2}{0,6 mm}$$

$$C_{Pos1} = 0,44 pF$$

$$C_{Pos2} = \epsilon_0 \cdot \frac{A}{d} = 8,854 \cdot 10^{-12} \frac{As}{Vm} \cdot \frac{30 mm^2}{5,1 mm}$$
$$C_{Pos2} = 0,05 pF$$

Der zu erfassende Messwert liegt im Bereich zwischen 0,05 pF bis 0,44 pF.

4.3. Induktives Messsystem

Um einen Einbau in den, zum Testen zur Verfügung stehenden, Helferinnenarm zu ermöglichen, musste das Evaluationsboard in die drei möglichen Teile zerlegt werden. Die Verbindung des USB-Controllers zur Auswerteelektronik wurde mittels eines zehn-adrigen Bandleiters mit entsprechenden Steckern hergestellt. Je eine Buchse ist dafür mit den Leiterplatten des USB-Controllers und der Auswerteelektronik verlötet worden. Sensor und Auswerteelektronik wurden mit zwei kurzen Kabeln verbunden, um die Positionierung des Schwingkreises am Maßkörper zu ermöglichen. Da eine induktive Abstandsmessung nur eindimensional erfolgt, wurde als Messobjekt der in Kapitel 4.2.2. beschriebene Maßkörper mit veränderlichem Radius verwendet. Auf diese Weise ändert sich bei Drehung des Gelenks der Abstand zwischen dem leitfähigen Maßkörper und der Spule des Sensors.

Für die Testmessung wurde für das Messsystem eine Halterung aus Schaumstoff zugeschnitten. Dies erlaubt es, auch im Nachhinein Positionsänderungen vornehmen zu können. Der Maßkörper wurde so auf die Mutter geschraubt, dass der Übergang von maximalem zu minimalem Radius die Spule nicht passiert.

Das Modell ist in Abbildung 4.7 und das fertig verbaute Messsystem in Abbildung 4.8 dargestellt.

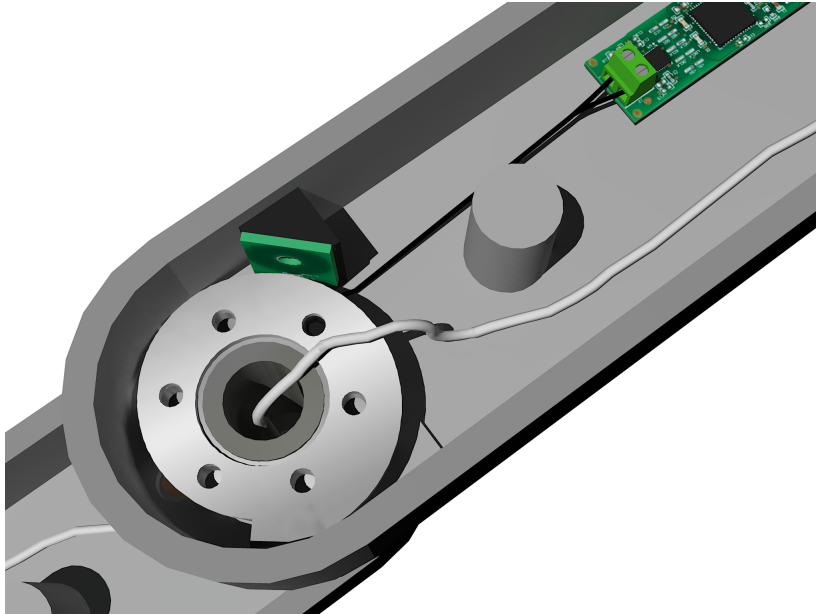


Abbildung 4.7: Modell des induktiven Messsystems



Abbildung 4.8: Induktives Winkelmesssystem, verbaut in einen Helferinnenarm

Das Ergebnis der Messung des Ausgangssignals in Abhängigkeit des Winkels ist in Abbildung 4.9 zu sehen. Zusätzlich zeigt Abbildung 4.10 ein Diagramm der mitgelieferten Messsoftware. Auf der Abszisse sind die Samples und auf der Ordinate die zugehörigen Ausgangswerte des Messsystems aufgetragen. Für diese Messung wurde eine Abtastrate von 1 kHz gewählt.

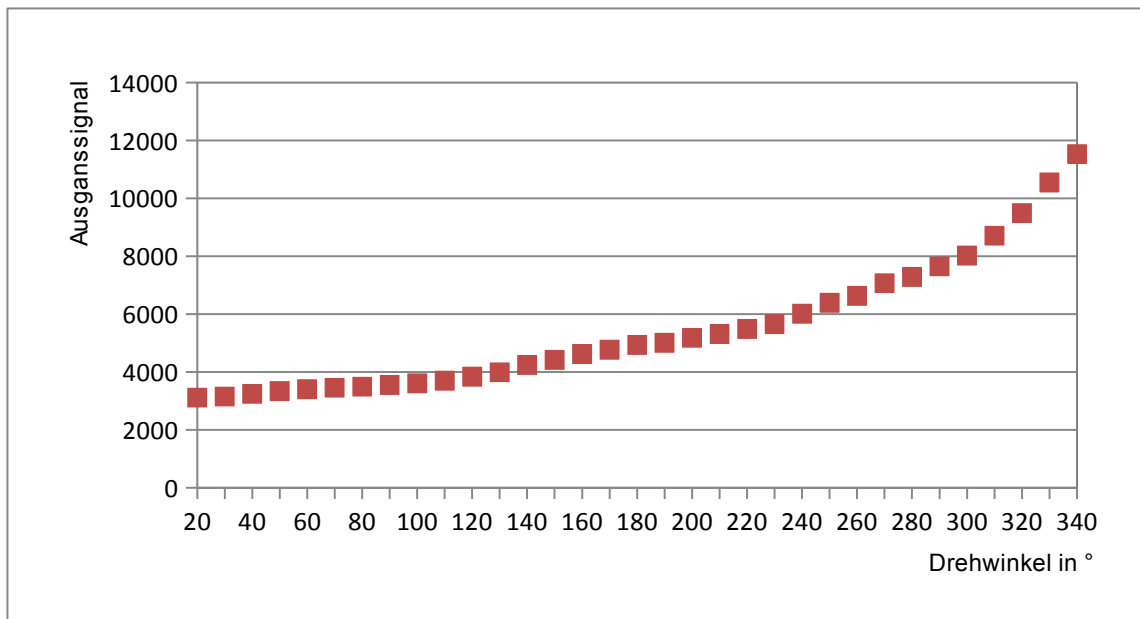


Abbildung 4.9: Ausgangssignal des induktiven Sensors in Abhängigkeit des Drehwinkels

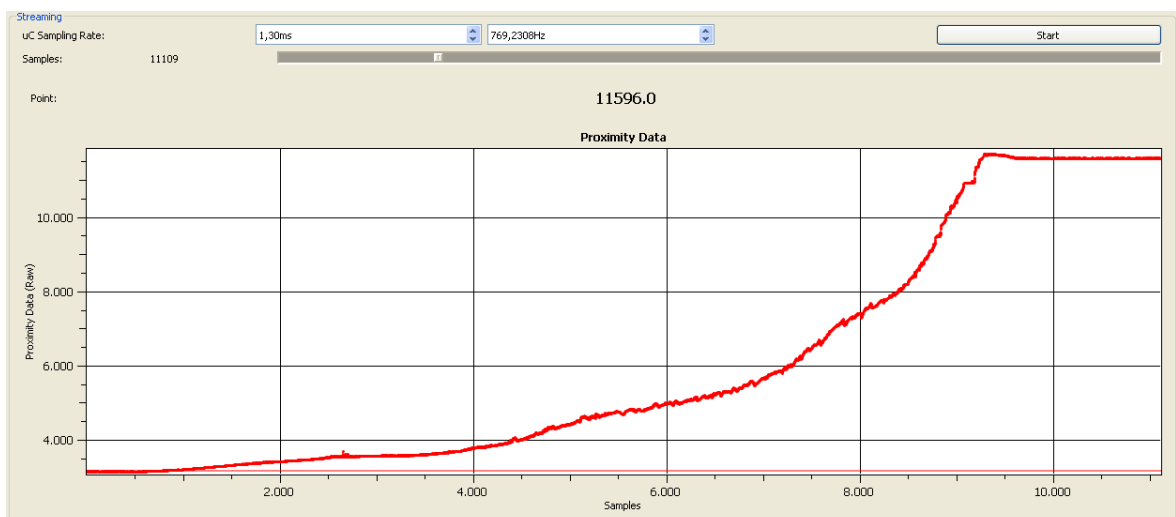
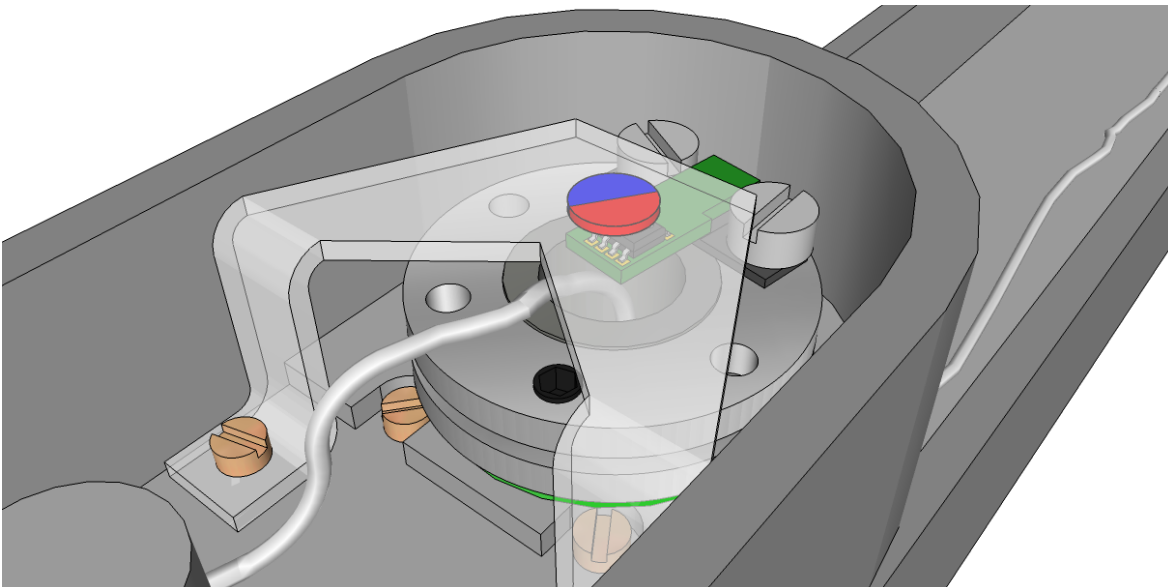


Abbildung 4.10: Ausschnitt der Messsoftware, aufgezeichnete Samples mit zugehörigen Ausgangswerten des Sensors bei einer gleichmäßigen Drehung des Armes

4.4. Hall-Sensor-System

Die Besonderheit des Hall-Sensor-Messsystems ist die Messung in der Drehachse. Die anderen Messsysteme ermöglichen eine Messung am Umfang der Mutter. Dadurch wurde die Durchführung der Kabel durch das Gelenk nicht beeinträchtigt. Da jedoch sowohl der Hall-Schaltkreis als auch der Magnet genau in der Drehachse liegen müssen, ist es notwendig eine Halterung zu konstruieren, welche ein Durchführen der Kabel gewährleistet.

Eine Möglichkeit ist die Befestigung des Hall-Schaltkreises auf der Mutter. Dafür wurde eine Adapterplatte entworfen, welche die vorhandene Geometrie der Mutter nutzt und mit dieser verschraubt wird. Für den Magnet ist eine, von der Abdeckung des Armsegmentes unabhängige, Halterung notwendig. Diese besteht aus Kunststoff, um das magnetische Feld möglichst gering zu beeinflussen. Die Zeichnung des Magnethalters befindet sich in Anhang A-II und das Modell des Messsystems ist in Abbildung 4.11 zu sehen.

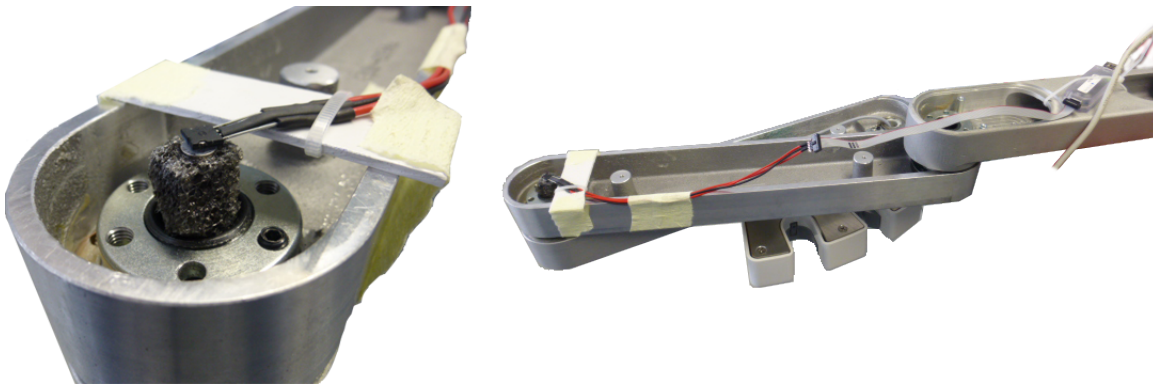


*Abbildung 4.11: Modell des Hall-Sensor-Messsystems,
Um die Position des Hall-Schaltkreises und des Magneten sichtbar zu machen ist die
Halterung transparent dargestellt.*

Zum Testen des Hall-Sensor-Messsystems wurde die Befestigung der Bauteile vereinfacht. Für den Hall-Sensor wurde die TO92-UP-Bauform gewählt. Im Gegensatz zur SOIC8-Bauform, welche für die Oberflächenmontage (SMD-Montage) vorgesehen ist und insgesamt acht zu verlötende Pins besitzt, sind dies bei der TO92-UP-Bauform nur vier Drähte. Die Verbindung zum USB Programming Tool wurde über den mitgelieferten zehn-adrigen Bandleiter hergestellt. Dafür mussten die, mit Kabeln verlängerten, Drähte des Schaltkreises mit einer zweireihigen, zehn-poligen Stiftleiste verbunden werden, welche als Stecker für die Buchse des Bandleiters dient. Für einen einzelnen Sensor werden jedoch nur drei Anschlüsse des Programmierboards benötigt. Alle übrigen Stifte konnten frei bleiben.

Der für die Messung notwendige diametral magnetisierte Magnet wurde anhand von Datenblättern der Firma HKCM Engineering e.K. (Eckernförde, Deutschland) ausgewählt. Der Abstand zwischen Magnet und sensitivem Bereich des Schaltkreises sollte circa 1 mm bis 2 mm betragen. Außerdem muss der Magnet einen großen Durchmesser aufweisen, um ein möglichst homogenes Magnetfeld zu erzeugen. Dabei darf die Höhe aber aus Platzgründen nicht zu groß sein. Mittels dieser Daten wurde ein Magnet mit einem Durchmesser von 6 mm und einer Höhe von 1 mm ausgewählt. Der Werkstoff ist eine Legierung aus Neodym, Eisen und Bor. Dadurch wird auf der Oberfläche des Magneten eine Flussdichte von 476 mT erreicht. In einem Abstand von 1 mm liegt diese bei circa 120 mT und 60 mT beträgt sie in 2 mm Entfernung. Das Datenblatt befindet sich in Anhang A-III.

Der Sensor-Schaltkreis wurde mit Hilfe einer Kunststoffplatte mit dem Armsegment verbunden. Für den Magnet konnte, auf Grund der aus dem Arm entfernten Kabel, eine Halterung aus Schaumstoff verwendet werden, welche in die Hohlwelle des Gelenks gesteckt wurde. Vorteilhaft war dabei eine sehr leichte Ausrichtung des Magneten auf Grund der Flexibilität des Schaumstoffs. Abbildung 4.12 zeigt das fertig montierte Messsystem.



*Abbildung 4.12: Hall-Sensor-Messsystem, eingebaut im Helferinnenarm
Der Magnet ist mittels einer Schaumstoffhalterung an der Hohlwelle angebracht und der Hall-Schaltkreis mit Hilfe einer Kunststoffplatte am Armsegment fixiert.*

Für die Programmierung des Sensors musste der Arm zunächst in die erste danach in die zweite Endanschlagsposition bewegt und jeweils eine Kalibrierung des Hall-Schaltkreises durchgeführt werden. Zusammen mit der Angabe der Rotationsrichtung während der Kalibrierung werden diese Daten im EEPROM des Sensors gespeichert. Zusätzlich sind Sicherheitsfunktionen wie die Erkennung einer zu geringen magnetischen Flussdichte, Kabelbrucherkennung und eine Selbsttestfunktion des EEPROMs aktiviert worden.

Das Diagramm in Abbildung 4.13 zeigt die Ausgangsspannung des Hall-Schaltkreises in Abhängigkeit von der Winkelposition. Die gemessene absolute Feldstärke betrug 67 mT.

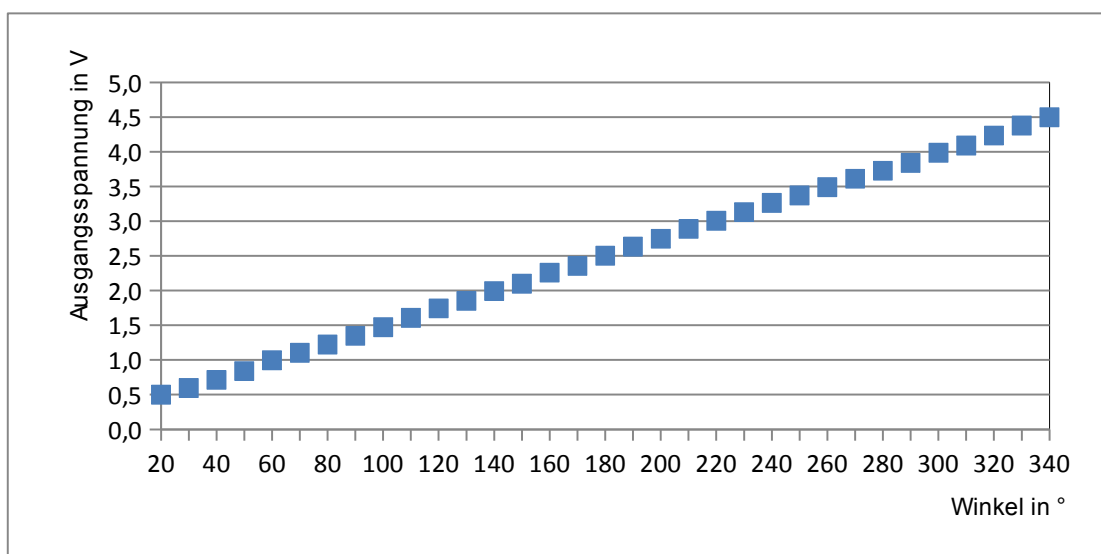


Abbildung 4.13: Ausgangssignal des Hall-Sensors in Abhängigkeit des Drehwinkels

4.5. Ansätze für das Patienten- und Anwendersicherheitssystem

Bei der zahnärztlichen Behandlungseinheit entstehen zwischen Helferinnenarm beziehungsweise Arztelement und Patientenliege Fangstellen, in denen sich der Patient einklemmen könnte. Für dieses Problem sind in der DIN 60601-1 vier Lösungsvorschläge aufgeführt:

1. Die Spalte dürfen je nach gefährdeter Körperregion ein bestimmtes Maß nicht unterschreiten. Die Tabelle über zulässige Abstände ist in Anhang A-IV abgebildet.
2. Die Zugänglichkeit zu den Fangstellen muss durch Sicherheitsabstände unterbunden werden.
3. Es müssen Schutzvorrichtungen oder andere Schutzmaßnahmen vorhanden sein.
4. Wenn es nicht möglich ist die Fangstelle unzugänglich zu machen, muss die Bewegung im Sichtfeld des Bedieners ablaufen und das Bedienelement während der Bewegung dauerhaft betätigt werden.

Für das Sicherheitssystem lässt sich kein einzelner Punkt finden, welcher das vorliegende Problem allein löst. Es muss also eine Kombination aus verschiedenen Ansätzen gewählt werden. Einzig Punkt zwei kann von vornherein ausgeschlossen werden, da der Patient für die Behandlung zwingend auf der Liege und das Arztelement darüber positioniert sein muss.

Ein einfach zu realisierender Lösungsweg wäre Punkt vier. In den meisten Fällen sind sogar bereits alle Kriterien erfüllt. Ausnahmen bilden nur die Funktionen zum automatischen Anfahren der Ausstiegs- und Speiposition, sowie die beiden frei programmierbaren Behandlungspositionen. Für diese Bewegungen der Liege wird aus Komfortgründen nur ein einmaliger Tastendruck benötigt und es wird die festgelegte Position angefahren. Theoretisch ist es dem Behandler möglich,

während sich der Patient auf der Liege befindet, eine der vorprogrammierten Tasten zu betätigen und noch während der Bewegung der Liege den Raum zu verlassen. In diesem Fall entsteht für den Patienten ein unvertretbares Risiko.

Es muss also der, unter drittens erwähnte, Weg eines Sicherheitssystems gewählt werden. Der erste Punkt gibt dafür die minimalen Abstände zwischen Helferinnenelement beziehungsweise Arztelement und Patientenliege vor. Da jedoch nicht vorausgesehen werden kann, wie der Patient auf der Liege positioniert ist, beziehungsweise wo sich die beiden Arme der Behandlungseinheit zum Zeitpunkt der Aufwärtsbewegung der Liege befinden, muss die ungünstigste Möglichkeit betrachtet werden. Es wird also für jeden Bereich auf der Patientenliege das Maß für den Rumpf angenommen.

Mit diesen Daten und den, mit Hilfe eines absoluten Drehwinkelsensors, aufgenommen Winkeln kann im Anschluss softwareseitig ein Sicherheitssystem implementiert werden, welches die Liegenbewegung stoppt, sobald einer der beiden Arme nur noch einen Abstand von 50 cm zur Liege hat. Die Umsetzung ist jedoch nicht Gegenstand dieser Arbeit.

5. Diskussion

Die Ansprüche an das notwendige Patienten- und Anwendersicherheitssystem sind unter Anderem eine Implementierung ohne umfassende Änderungen an den vorhandenen Geometrien der Bauteile, eine absolute Winkelerfassung auch im ausgeschalteten Zustand und die Zulassung als Medizinprodukt. Dabei reicht jedoch eine Genauigkeit der Winkelmessung im Bereich von $\pm 1^\circ$.

Prinzipiell eignen sich die in Kapitel 2.4.2 vorgestellten Messverfahren alle für die mechanischen Armgelenke der Behandlungseinheit. Problematisch sind bei der Auswahl die speziellen Eigenschaften der Gelenke. Die Anzahl der Kabel und Schläuche, welche durch die Hohlwelle geführt werden, variiert von zwei Elektrokabeln im Helferinnenarm bis zu mehreren Kabeln, Bandleitern und Luft- sowie Wasserschläuchen im Federarm des Arztelementes. Aus diesem Grund ist eigentlich eine Messung am Umfang der Mutter die günstigste Variante. Dabei ist jedoch gerade im Helferinnenarm nur sehr wenig Platz vorhanden. Aus diesem Grund kann beispielsweise kein optisches System verwendet werden, da die Codescheibe einen zu großen Platzbedarf aufweist. Dazu kommt die Tatsache, dass zwischen Armsegment und dessen Abdeckung stets ein Spalt bleibt, durch den sowohl Staub, Schmutz aber auch Reinigungsmittel eindringen können. Dies könnte zu einer Verschmutzung des optischen Sensors führen und damit zu einer Fehlfunktion.

Das kapazitive Messsystem bietet hervorragende Genauigkeiten und auch die in Kapitel 4.2.1. und 4.2.2. näherungsweise berechneten, notwendigen Messbereiche sind mit der Auswerteelektronik theoretisch problemlos zu verarbeiten. Praktisch treten dabei jedoch große Fehlerquellen auf. Zum Beispiel kann eine Genauigkeit im Femtofarad-Bereich nicht ohne eine ausreichende Schirmung des gesamten Systems erreicht werden. Dies ist jedoch auf Grund der Platzverhältnisse im Gelenk nicht praktikabel. Auch andere Störeinflüsse wie Schmutz und Fremdkapazitäten lassen sich konstruktionsbedingt nicht ausschließen.

Bei der Variante des veränderlichen Dielektrikums kommt noch die aufwendige Herstellung des Maßkörpers hinzu, welcher aus dem Epoxid-Glashartgewebe gefräst werden müsste. Da hier sehr hohe Genauigkeiten zur einwandfreien Messwertgewinnung notwendig sind und zusätzlich die Toleranzen bei der Befestigung auf der Mutter des Gelenks stark reduziert werden müssten, stellt dies eine unpraktikable Lösung dar. Ein Maßkörper aus Kunststoff wäre in der Herstellung einfacher umzusetzen und kostengünstiger. Auf Grund der kleineren Dielektrizitätskonstante und dem damit einhergehenden, kleineren Messbereich stellt auch dies keine Alternative dar.

Ähnliche Probleme zeigen sich auch bei dem in Kapitel 4.2.2. vorgestellten Messsystem mit veränderlichem Plattenabstand. Der lasergeschnittene Maßkörper erreicht eine hohe Genauigkeit, jedoch besteht auch hier das Problem der exakten Montage. Außerdem könnten die Kabel in den Zwischenraum von Maßkörper und Sensor geraten. Zusätzliche Probleme bereiten elektrische Felder in der Umgebung, beispielsweise von den, durch die Gelenke und damit unmittelbar am Sensor vorbeilaufenden, Kabeln.

Ein gemeinsames Problem der beiden Varianten ist die Einhaltung der Norm. Um eine Erstfehlersicherheit zu erreichen, müssten die Systeme beispielsweise redundant vorhanden sein. Dies ist jedoch mit dem vorhandenen Maßkörper nicht möglich, da der Übergang des minimalen zum maximalen Radius in jedem Fall einen der beiden Sensoren passieren würde. Aus diesen Gründen sind auch diese Systeme nicht für die Drehwinkelerfassung an den Armgelenken geeignet.

Unempfindlich gegenüber Staub oder Schmutz ist die Variante der induktiven Drehwinkelerfassung. Ein weiterer Vorteil ist die sehr kleine Bauform und die Abkopplung des Schwingkreises von der Auswerteelektronik.

Da fast das gesamte Gelenk aus elektrisch leitfähigem Material aufgebaut ist, werden alle Komponenten durch das elektromagnetische Wechselfeld erfasst und tragen auf diesem Weg zum Messsignal bei. Das Diagramm in Abbildung 4.9 zeigt im Bereich zwischen 140° und 170° , sowie zwischen 240° und 280° eine

Abweichung vom normalen Anstieg der Kurve. Das Ausgangssignal steigt bei 140° beziehungsweise 240° stärker an, weist dafür aber bis zum zweiten Wert einen geringeren Anstieg auf. Die erste Abweichung kommt durch eine der M5x6 Schrauben zustande, welche den Maßkörper auf der Mutter fixiert. Der Abstand zwischen Spule und der Schraube ist an diesem Punkt noch nicht so groß, dass diese keine Auswirkungen mehr auf das Messsignal hat. Der zweite Ausschlag des Ausgangssignales tritt an der Stelle auf, an der die Mutter mit Hilfe einer Madenschraube auf dem Gewinde verspannt ist. Auch diese Schraube wirkt sich auf die Messung aus. An der zweiten Befestigungsschraube des Maßkörpers scheint der Abstand von der Spule bereits groß genug zu sein, denn diese lässt sich im Ausgangssignal nicht erkennen.

In Abbildung 4.10 sind die bereits erläuterten Abweichungen ebenfalls zu sehen. Hinzu kommt zudem die Schwankung des Messsignals. Beispielsweise kann bei den Samples 7.800 und 8.000 ein kleiner Einbruch der Messwerte beobachtet werden. Dies führt zu fehlerhaften Werten am Ausgang und die nachfolgende Schaltung könnte eine falsche Winkelposition ausgeben. Ursache dieser Abweichungen können Unebenheiten in der Oberfläche des Maßkörpers sein oder geringfügige Änderungen der Zusammensetzung des Stahlblechs, welche durch das Laserschneiden entstanden sind.

Ein weiterer Nachteil des induktiven Messsystems ist wieder die fehlende Vereinbarkeit mit der DIN EN 60601-1. Bei der Verwendung eines redundanten Aufbaus besteht das gleiche Problem wie bei den kapazitiven Sensoren. Denkbar wäre eine softwareseitige Absicherung, welche erkennt ob der Sensor noch korrekt arbeitet und Signale sendet oder ob ein Problem vorliegt. Zusammen mit der Tatsache, dass sich das Ausgangssignal nicht linear zum Abstand verhält und dies ebenfalls in der Software korrigiert werden müsste, ist dies eine mögliche, jedoch nicht optimale Lösung für die Drehwinkel Erfassung der Gelenke.

Das letzte getestete System ist der Direktwinkelsensor der Firma Micronas GmbH. Vorteil gegenüber allen anderen Messverfahren ist die direkte Umsetzung der Winkelinformation in ein lineares Spannungssignal am Ausgang. Allerdings ist

dafür die Positionierung des Schaltkreises und des Magneten in der Drehachse des Gelenks notwendig. Problematisch sind dabei die Kabel im Inneren des Gelenks, da diese bei einer Drehung ebenfalls bis zu 340° der Mutter abdecken und nicht mit der Halterung des Schaltkreises kollidieren, beziehungsweise sich nicht verfangen und damit die Drehbewegung behindern dürfen. Auch die Halterung des Magnets darf die Bewegung der Kabel nicht einschränken. Diese Anforderungen sind jedoch konstruktiv umsetzbar.

Das Hall-Sensor-Messsystem ist zudem vollkommen unempfindlich gegenüber elektrischen Feldern in der Umgebung und Temperaturschwankungen können problemlos kompensiert werden. Auch Schmutz und Staub haben keinen Einfluss auf das Messergebnis.

Wie in Abbildung 4.13 zu sehen, weist der Sensor eine hervorragende Linearität des Ausgangssignals auf. Auch bei Abweichungen während der Montage und damit unterschiedlichen Spaltmaßen zwischen Sensor und Magnet, ist auf Grund der relativen Feldstärkemessung stets dieses lineare Ausgangssignal gewährleistet. Einzige Fehlerquelle wäre ein von der Drehachse abweichende Position des Magneten, dies führt zu unterschiedlich großen Amplituden oder Phasenunterschieden für die Komponenten B_x und B_y . Doch auch dies kann der Sensor bis zu einem bestimmten Grad kompensieren. Durch eine Vergrößerung des Magnetdurchmessers kann diesem Effekt zusätzlich entgegengewirkt werden, da dies zu einem größeren homogenen Bereich der magnetischen Feldstärke führt.

Beim Testen des Hall-Sensors betrug die gemessene Feldstärke, bei einem Abstand der Gehäuseoberfläche des Schaltkreises zum Magnet von 1 mm, 67 mT. Dies liegt daran, dass sich die Hallelemente des Schaltkreises etwa in dessen Mitte befinden, sodass noch einmal 0,85 mm [16] zum Abstand addiert werden müssen. Wird dies berücksichtigt, stimmt der gemessene Wert genau mit dem aus dem Diagramm in Anhang A-III überein.

Ein großer Vorteil des HAL3625-Schaltkreises sind die eingebauten Diagnosefunktionen. Diese sorgen dafür, dass der Sensor bereits ohne weitere

Systeme für ein Sicherheitssystem in Medizinprodukten geeignet ist. Sobald der Schaltkreis einen Fehler bemerkt, sei es eine Über- oder Unterspannung, der Bruch eines der Kabel, ein Temperaturanstieg auf Grund eines Kurzschlusses, ein Fehler im EEPROM oder der Verlust des Magneten, schaltet er die Ausgangsspannung auf das Niveau der Betriebsspannung und signalisiert so der nachfolgenden Schaltung ein Problem. Im Test wurde ein Verlust, also eine zu niedrige magnetische Flussdichte und auch eine zu hohe Flussdichte zuverlässig erkannt.

Auf Grund dieser Vorteile ist der Direktwinkelsensor HAL3625 der Firma Micronas GmbH eine geeignete Lösung für die absolute Bestimmung des Drehwinkels der Gelenke.

Literaturverzeichnis

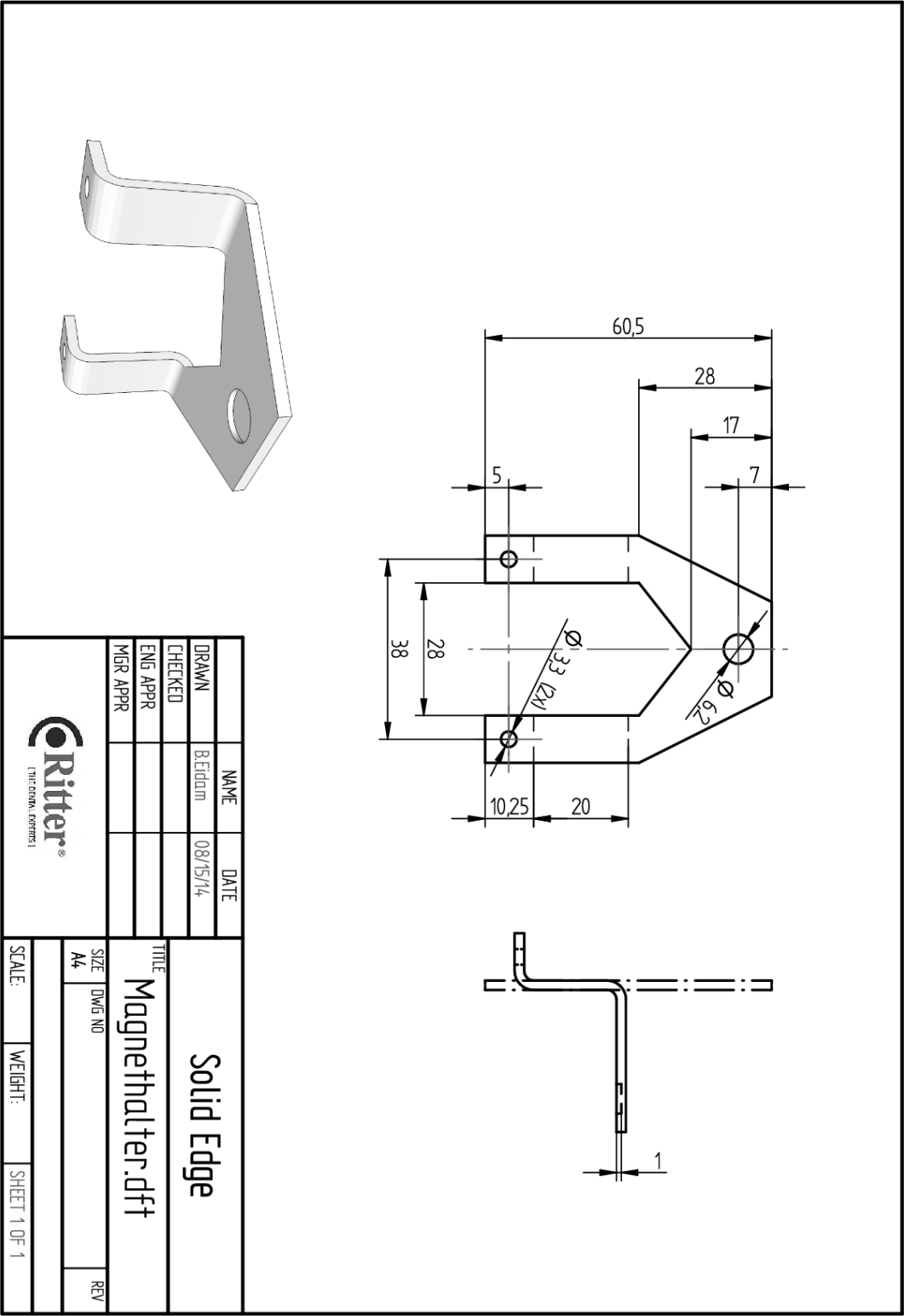
- [1]: RICHTLINIE 93/42/EWG DES RATES vom 14. Juni 1993 über
Medizinprodukte, 1993
- [2]: Ritter®Concept GmbH: Produktkatalog, 2013
- [3]: Gesetz über Medizinprodukte, 1994
- [4]: Kramme, Rüdiger (Hrsg.): Medizintechnik, Verfahren - Systeme -
Informationsverarbeitung. - 4. Auflage Berlin, Heidelberg: Springer-
Verlag, 2011
- [5]: DIN EN 60601-1 (VDE 0750-1):2007-07 Medizinische elektrische Geräte -Teil
1 : Allgemeine Festlegungen für die Sicherheit einschließlich der
wesentlichen Leistungsmerkmale, 2007
- [6]: Schiessle, Edmund: Industriesensorik - Automation, Messtechnik,
Mechatronik. - Würzburg: Vogel Buchverlag, 2010
- [7]: Hering, Ekbert; Schönfelder, Gert (Hrsg.): Sensoren in Wissenschaft und
Technik. - 1. Auflage Wiesbaden: Vieweg +Teubner, 2012
- [8]: Parthier, Rainer: Messtechnik. - 4. Auflage Wiesbaden: Vieweg, 2008
- [9]: Hesse, Stefan; Schnell, Gerhard: Sensoren für die Prozess- und
Fabrikautomation. - 5. Auflage Wiesbaden: Vieweg + Teubner, 2011
- [10]: Bernstein, Herbert: Messelektronik und Sensoren. - 1. Auflage Wiesbaden:
Springer Vieweg, 2014
- [11]: Texas Instruments Incorporated: LDC1000 Datasheet, 2013
- [12]: Huebner, Rudolf: Leiter, Halbleiter, Supraleiter Eine Einführung in die
Festkörperphysik. - 2. Auflage Berlin, Heidelberg: Springer Spektrum,
2013
- [13]: Analog Devices Incorporated: AD7746 Evaluation Board Datasheet, 2011
- [14]: Texas Instruments Incorporated: LDC1000 EVM Quick Start Guide, 2013

- [15]: Micronas GmbH: HAL 3625 Magnet Selection Guide for Angular Measurements, 2010
- [16]: Micronas GmbH: HAL 3625, HAL 3675 Programmable Direct Angle Sensors, 2013
- [17]: Micronas GmbH: USB Programming Tool v1.0 Application Note, 2014
- [18]: LeitOn GmbH: Datenblatt Rev. 2.4 – starre FR4 Leiterplatten . URL:
<http://www.leiton.de/formulare/Datenblatt%20-%20Starre%20FR4%20Leiterplatten%20-%20Rev%202.4.pdf>, verfügbar am 08.09.2014

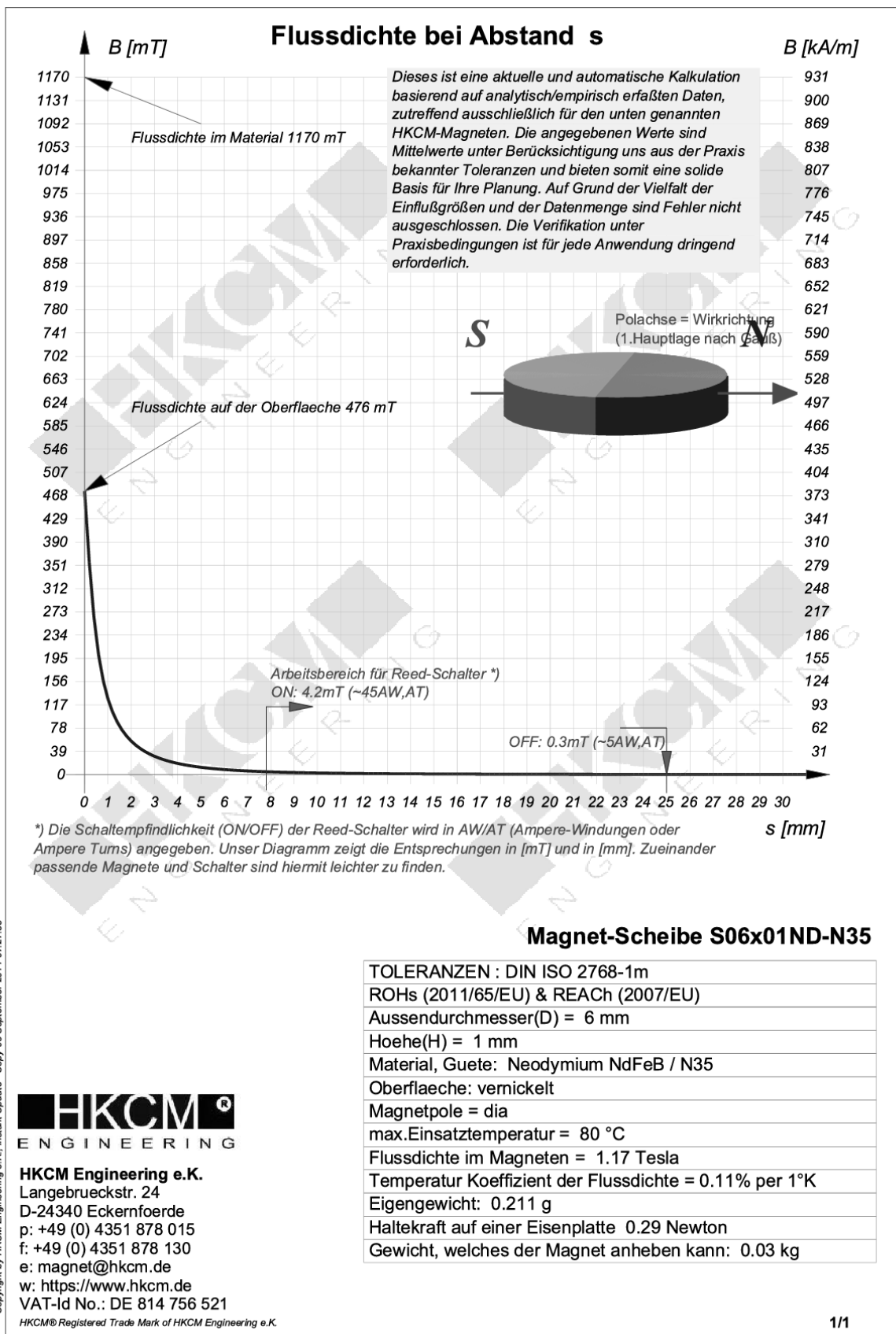
Anlagen

Zeichnung Magnethalter.....	II
Datenblatt Magnet-Scheibe S06x01ND-N35.....	III
Zulässige Abstände	IV
Selbstständigkeitserklärung.....	V

Zeichnung Magnethalter







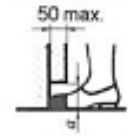



Datenblatt Magnet-Scheibe S06x01ND-N35



Zulässige Abstände

gemäß DIN EN 60601-1 (VDE 0750-1):2007-07 S. 133

Tabelle 20 – Zulässige Abstände ^a

Körperteil	Erwachsene Abstand a mm	Kinder Abstand a mm	Abbildung
Rumpf	> 500	> 500	
Kopf	> 300 oder < 120	> 300 oder < 60	
Bein	> 180	> 180	
Fuß	> 120 oder < 35	> 120 oder < 25	
Zehen	> 50	> 50	
Arm	> 120	> 120	
Hand, Handgelenk, Faust	> 100	> 100	
Finger	> 25 oder < 8	> 25 oder < 4	

^a Die Werte in dieser Tabelle wurden ISO 13852:1996 entnommen.

Selbstständigkeitserklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und nur unter Verwendung der angegebenen Literatur und Hilfsmittel angefertigt habe.

Stellen, die wörtlich oder sinngemäß aus Quellen entnommen wurden, sind als solche kenntlich gemacht.

Diese Arbeit wurde in gleicher oder ähnlicher Form noch keiner anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Zwönitz, den 18.09.2014

Bastian Eidam